

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ

(повна назва інституту/факультету)

кафедра БІОМЕДИЧНОЇ КІБЕРНЕТИКИ

(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри БМК

Є.А. Настенко

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ ” 2019 р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

З напрямку підготовки 6.050101 «Комп'ютерні науки»

зі спеціальності

(код і назва)

на тему: Система реєстрації та аналізу пульсового ритму

Виконав: студент IV курсу, групи БС-52

(шифр групи)

СІМІНЬКО ВЛАДИСЛАВ СЕРГІЙОВИЧ

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Керівник ас. каф. БМК Корнієнко Г.А.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Консультант з розділів ДР доц. каф. ББЗЛ, к.т.н. Соломін А.В.

(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали)

(підпис)

Консультант з охорони праці доц. каф. ОППЦБ, к.т.н. Демчук Г.В.

(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент доц. каф. БМІ, к.т.н., доц. Зубчук В.І.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань.

Студент

(підпис)

Київ – 2019 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Інститут (факультет) _____ **БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**
(повна назва)

Кафедра _____ **БІОМЕДИЧНОЇ КІБЕРНЕТИКИ**
(повна назва)

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)
Напрямок підготовки (програма професійного спрямування) -
6.050101 «Комп'ютерні науки» (Інформаційні технології в біології та медицині)
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМК

_____ **Є.А. Настенко**
(підпис) (ініціали, прізвище)

« ____ » _____ 2019 р.

ЗАВДАННЯ
на дипломну роботу студенту

СІМІНЬКУ ВЛАДИСЛАВУ СЕРГІЙОВИЧУ

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи _____ **Система реєстрації та аналізу пульсового ритму**

керівник роботи _____ ***Корнієнко Галина Альбертівна, ас. каф. БМК***

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «27» травня 2019 р. № 1404-С

2. Термін подання студентом роботи _____ ***12 червня 2019 року***

3. Вихідні дані до роботи _____ ***фотоплетизмограф, програмний продукт для аналізу сигналу.***

4. Зміст роботи _____ ***вступ, теоретичні відомості, матеріали і методи дослідження, проектування програмного забезпечення, реалізація програмного продукту, охорона праці, економіка, загальні висновки, список використаних джерел***

5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо) _____ ***Схеми та рисунки, пов'язані з програмно-апаратним комплексом, блок-схеми розробленого програмного продукту, UML – діаграми етапу проектування, скріншоти інтерфейсу та приклади роботи програми, презентація до захисту дипломної роботи.***

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Дипломної роботи	Соломін А.В., доц. каф. ББЗЛ, доц., к.т.н.		
Охорони праці	Демчук Г.В., доц., к.т.н.		

7. Дата видачі завдання 20 травня 2019 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримати завдання на ДР	20 травня 2019р.	
2	Аналіз літературних джерел на тему ДР	22 травня 2019р.	
3	Розробка апаратного комплексу	23 травня 2019р.	
4	Проектування програмного забезпечення	24 травня 2019р.	
5	Розробка програмного забезпечення	25 травня 2019р.	
6	Тестування програмного забезпечення	26 травня 2019р.	
7	Оформлення дипломної роботи	27 травня 2019р.	
8	Розділ ДР з «Безпеки життєдіяльності та охорони здоров'я»	29 травня 2019 р.	
9	Проходження нормоконтролю по оформленню ДР	29 травня 2019р - 7 червня 2019р	
10	Предзахист ДР та допуск до захисту ДР	7-11 червня 2019р	
11	Подання ДР рецензенту. Отримання рецензії.	11-12 червня 2019р	
12	Подання в електронному вигляді ДР та анотації до неї на сайт кафедри.	11-12 червня 2019р	
13	Подання пакету документів по ДР до захисту в ЕК	12-15 червня 2019р.	
14	Захист ДР в ЕК	18-22 червня 2019р	

Студент

(підпис)

В.С. Сімінінко

(ініціали, прізвище)

Керівник роботи

(підпис)

Г.А. Корнієнко

(ініціали, прізвище)

АНОТАЦІЯ

Структура та обсяг роботи: пояснювальна записка складається із вступу, шести розділів, висновків, списку використаної літератури із 50 джерел та одного додатку. Загальний обсяг дипломної роботи складає: 96 сторінок, ілюстрацій – 40, таблиць – 13.

Метою дипломної роботи є створення апаратно-програмного комплексу для реєстрації та аналізу пульсового ритму.

Було розроблено систему, що ґрунтує свою роботу на основі методу фотоплетизмографії, яка дозволяє зняти показники пульсового ритму у пацієнта та провести їх обробку за допомоги програмного додатку.

Матеріали, що свідчать про наукову та практичну цінність роботи:

1. Симицько В.С., Соломин А.В., Корниєнко Г.А. Реализация в среде ni labview системы регистрации и анализа пульсового ритма / В.С. Симицько, А.В. Соломин, Г.А. Корниєнко // Международный научный журнал «Modern engineering and innovative technologies». — Карлсруэ. — Германия. — 2019. — No. 7. — с. 66 – 69. (стаття)

2. Симицько В.С., Соломин А.В., Корниєнко Г.А. Реализация в среде ni labview системы регистрации и анализа пульсового ритма / В.С. Симицько, А.В. Соломин, Г.А. Корниєнко // International scientific conference «The current stage of development of scientific and technological progress' 2019». — Карлсруэ. — Германия. — 2019. — с. 71– 72. (тезиси)

3. Робота виконана на замовлення та впроваджена в роботу кафедри біобезпеки і здоров'я людини, для навчальних цілей, у кредитний модуль «Системи відображення біомедичної інформації». Акт впровадження від 11 червня 2019 року.

Ключові слова: пульсовий ритм, фотоплетизмограма, інтервалограма, NI ELVIS II, NI LabVIEW.

ABSTRACT

Structure and scope of work: an explanatory note consists of an introduction, six sections, conclusion, list of used literature of 50 sources and one application. The total volume of thesis is 96 pages, 40 illustrations, 13 tables.

The purpose of the diploma project is to create a hardware and software complex of registration and analysis of pulse rhythm.

A system based on the basis of the method of photoplethysmography, which allows to remove the pulse rate parameters from the patient and to process them using the software application, was developed.

Materials indicating the scientific and practical value of the work:

1. Siminko V.S., Solomin A.V., Kornienko G.A. Realization in the NI LabVIEW workbench system of registration and analysis of pulse rhythm / V.S. Siminko, A.V. Solomin, G.A. Kornienko // «Modern engineering and innovative technologies». — Karlsruhe. — Germany. — 2019. — No. 7. — p. 66 – 69. (article)

2. Siminko V.S., Solomin A.V., Kornienko G.A. Realization in the NI LabVIEW workbench system of registration and analysis of pulse rhythm / V.S. Siminko, A.V. Solomin, G.A. Kornienko // «Modern engineering and innovative technologies». — Karlsruhe. — Germany. — 2019. — p. 71 – 72. (theses)

3. The work is custom-made and implemented in the work of the Department of Biosafety and Human Health, for educational purposes, in the credit module "Systems for displaying biomedical information». The implementation act was signed on June 11, 2019.

Keywords: pulse rhythm, NI LabVIEW, intervalogram, photoplethysmogram, NI ELVIS II.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
РОЗДІЛ 1. ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ.....	10
1.1. Огляд медичної літератури	10
1.2. Інтервалограма	12
Висновки до розділу 1	16
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ	18
2.1. Загальний огляд системи.....	18
2.2. Обґрунтування обраних методів	20
Висновки до розділу 2	34
РОЗДІЛ 3. ПРОЕКТУВАННЯ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ.....	36
3.1. LabVIEW	36
3.2. Вхідні та вихідні дані.....	41
3.3. Проектування програмного продукту.....	42
Висновки до розділу 3	46
РОЗДІЛ 4. РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОГРАМНОГО ПРОДУКТУ	47
4.1. Підпрограма реєстрації сигналу	47
4.2. Підпрограма синхронізації дихання.....	48
4.3. Підпрограма аналізу сигналу	50
4.4. Результати	55
Висновки до розділу 4	61
РОЗДІЛ 5. ОХОРОНА ПРАЦІ	63

					БС.52.19.1300.1404С.ПЗ			
Вим	Лист	№ докум.	Підпис	Дата				
Розробив	Сімінко В.С.				Система реєстрації та аналізу пульсового ритму	Лім.	Лист	Листів
Перевірів	Корнієнко Г.А.						6	96
Реценз.	Зубчук В.І.					НТУУ "КПІ ім. Ігоря Сікорського" ФБМІ БС-52		
Н. Контр.	Кисляк С.В.							
Затвердив	Настенко Є.А.							

Вступ.....	63
5.1. Загальна характеристика приміщення	63
5.2. Оцінка фізичних небезпек і шкідливих виробничих факторів.....	66
5.3. Нагріті поверхні	66
5.4. Електронебезпека	67
5.5. Пожежна безпека.....	69
Висновки до розділу 5	71
РОЗДІЛ 6. РОЗДІЛ ЕКОНОМІКИ.....	72
Висновки до розділу 6	73
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	74
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	76
Додаток А.....	81

ВСТУП

На сьогоднішній день серцево-судинні захворювання є однією з найбільш поширених причин, що призводять до смерті не лише на території України, а й в усьому світі.

Переважно, захворювання пов'язані з ушкодженням серцево-судинної системи протікають непомітно для хворого. Тому, постійна діагностика та моніторинг показників важливі для їх вчасного виявлення та попередження.

У цьому сенсі перспективними є неінвазійні портативні засоби діагностики, що можуть застосовуватись в домашніх умовах, та в майбутньому будуть слугувати елементами телемедицини.

Серед неінвазійних методів діагностики, аналіз пульсового ритму може відігравати суттєву роль і надавати значний об'єм корисної інформації як самостійно, так і при порівнянні з серцевими ритмами отриманими на базі електрокардіограми. Особливе значення в таких дослідженнях має аналіз варіабельності цих ритмів [1].

Датчики фотоплетизмограми для реєстрації пульсової хвилі у наш час мають досить досконалу технологію і широко розповсюджені, але в таких дослідках важлива також оптимальна реалізація відповідного гнучкого адаптованого програмного забезпечення.

Метою роботи є створення апаратно-програмної системи для реєстрації сигналу пульсового ритму пацієнта, збереження відповідної інформації та подальшого аналізу за допомогою програмного забезпечення, що має можливості налаштування під конкретні задачі.

Актуальність роботи полягає у створенні неінвазійного засобу для діагностики серцево-судинних захворювань, що передбачає виявлення широкого спектру діагностичних ознак на основі аналізу параметрів пульсового ритму і сприяє своєчасному попередженню таких захворювань.

Задачі, що необхідно вирішити під час виконання роботи:

1. Розробити апаратну частину системи з відповідними інтерфейсами для зчитування сигналів з датчика пульсового ритму, попередньої обробки та збереження відповідної інформації.

2. Проаналізувати можливі варіанти реалізації програмної частини системи та розробити програмний додаток для виявлення діагностичних ознак, що має можливості налаштування під конкретні задачі.

3. Провести аналіз виконаної роботи і спланувати можливі варіанти для оптимізації та удосконалення розробленої системи.

Розроблена система у подальшому може застосовуватись у роботі лікарів-кардіологів для проведення діагностики та виявлення серцевих захворювань, а також пацієнтами у повсякденному житті, оскільки не вимагає обов'язкової участі лікаря.

У цьому сенсі система в майбутньому може слугувати одним із елементів структури телемедицини.

Дипломна робота побудована за класичним типом та викладена на 96 сторінках машинописного тексту. Складається з вступу, 6 розділів, висновків, списку використаних джерел, який містить 50 найменувань та одного додатку. У роботі представлено 40 рисунків і 13 таблиць.

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

1.1. Огляд медичної літератури

Рух крові по судинах зумовлений роботою серця. При скороченні міокарда шлуночка, кров під тиском перекачується з серця до аорти і легеневої артерії.

Ритмічні скорочення міокарда спричиняють ритмічне розширення судинної стінки (пульс), що під дією розповсюдження хвиль тиску від початкової частини аорти до артеріол і капілярів приводять до появи пульсових хвиль [2].

Швидкість розповсюдження пульсової хвилі по судинам не залежить від швидкості плину крові, а визначається діаметром судини, товщиною її стінки, еластичністю, а також густиною крові.

Пульс – це ритмічні, періодичні, синхронні коливання кровоносних судин, що відбуваються під час скорочення серця.

Виміри пульсу дуже важливий показник для діагностики серцево-судинних захворювань.

Важливо слідкувати за змінами серцевого ритму, щоб не допустити перенавантаження організму, особливо під час заняття спортом.

Один із параметрів пульсу – його частота. Вимірюється у кількості ударів на хвилину.

Частота пульсу може бути використана для контролю здоров'я серця та рівня фізичної підготовки в цілому.

Серце, точно так само як і будь-який м'яз, здатне збільшуватись під час тренувань та росте по мірі дорослішання людини. Тому, у стані спокою у спортсменів, для перекачки того ж об'єму крові необхідно менше серцевих

скорочень, ніж нетренованій людині. У маленьких дітей серце менше, тому мінімальний пульс вищий.

Зазвичай, чим нижче пульс, тим краще. Але треба слідкувати за симптомами, котрі можуть проявлятися у такому випадку – слабкість та втрати свідомості.

Частоту серцевих скорочень понад 90 ударів за хвилину називають тахікардією, а при частоті менше 60 ударів – брадикардією. При прояві цих ознак необхідно уважно спостерігати за хворим, особливо якщо ці ознаки з'являються у нього вперше.

З фізіологічної сторони частота пульсу може залежати від багатьох факторів:

- 1) Віку.
- 2) Фізичного навантаження (пульс збільшується).
- 3) Статі (пульс у чоловіків на 5-10 ударів за хвилину слабший, ніж у жінок).
- 4) Емоційного стану (коли людина переживає велике емоційне перевантаження пульс як правило збільшується).
- 5) Натренованості організму.
- 6) При впливі алкогольних, наркотичних чи навіть лікарських препаратів на організм.

Переміжний пульс – вказує на наявність у людини сильного ушкодження серцево-судинної системи. Він полягає у тому, що слабкі пульсові хвилі, чергуються з сильними.

Рівень наповнення артерій кров'ю називають наповненням пульсу. Наповнення пульсу напряму залежить від кількості крові, що викине серце до судин під час скорочення [3].

Коли судини сильно наповненні можна відчувати великі пульсові хвилі, і навпаки.

					БС52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		11

Ниткоподібний пульс – випадок, при якому пульс ледве можна прощупати.

Однією з причин збільшення частоти пульсу може бути температура тіла. Згідно правила Лібермейстера при підвищенні температури тіла на один градус за Цельсієм, пульс збільшується приблизно на 10 ударів за одну хвилину.

За регулярністю появи пульсових хвиль можна оцінити ритм пульсу. Коли пульсові хвилі з'являються через однакові проміжки часу, то ритм вважають правильним, тобто ритмічним. І навпаки, коли фіксують різні інтервали він не правильний (аритмія).

1.2. Інтервалограма

Інтервалограма складається з набору точок, котрі утворюють хмару, де кожна точка належить відповідному інтервалу (рис. 1.1).

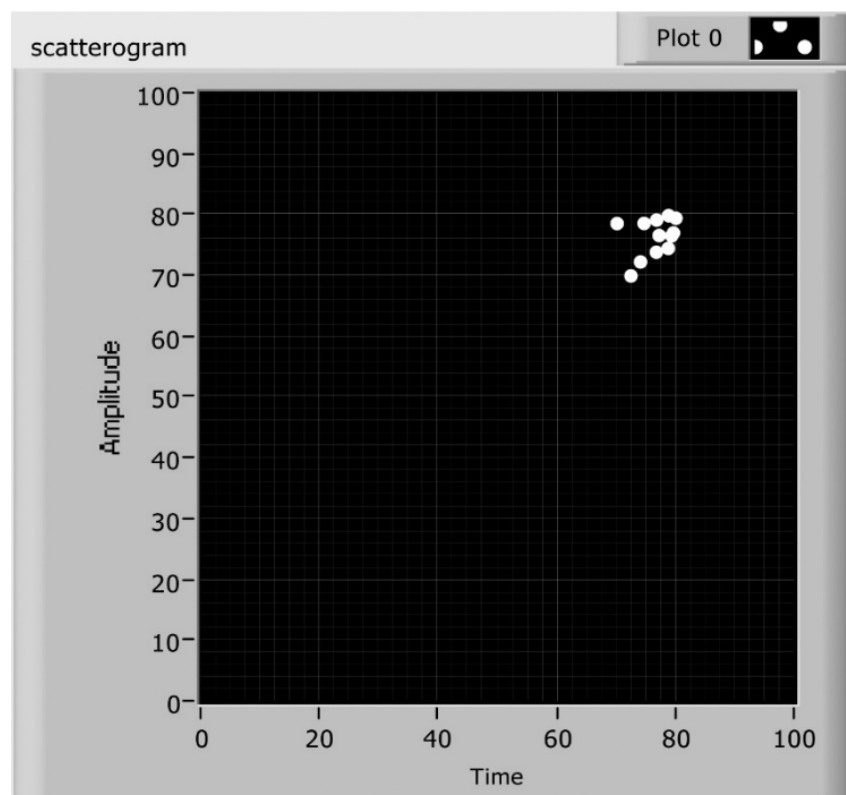


Рисунок 1.1. Приклад інтервалограми

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БС52.19.1300.1404с.ПЗ

При побудові інтервалограми проводиться оцінка тривалості сусідніх інтервалів. Тобто, по осі абсцис відкладаються точки, довжина даного інтервалу, а по осі ординат – точки наступного [4].

За формою інтервалограми можна зробити наступні висновки:

1) При нормальній роботі серцево-судинної системи, графік інтервалограми схожий на еліпс, що витягнутий вздовж бісектриси (рис. 1.2).

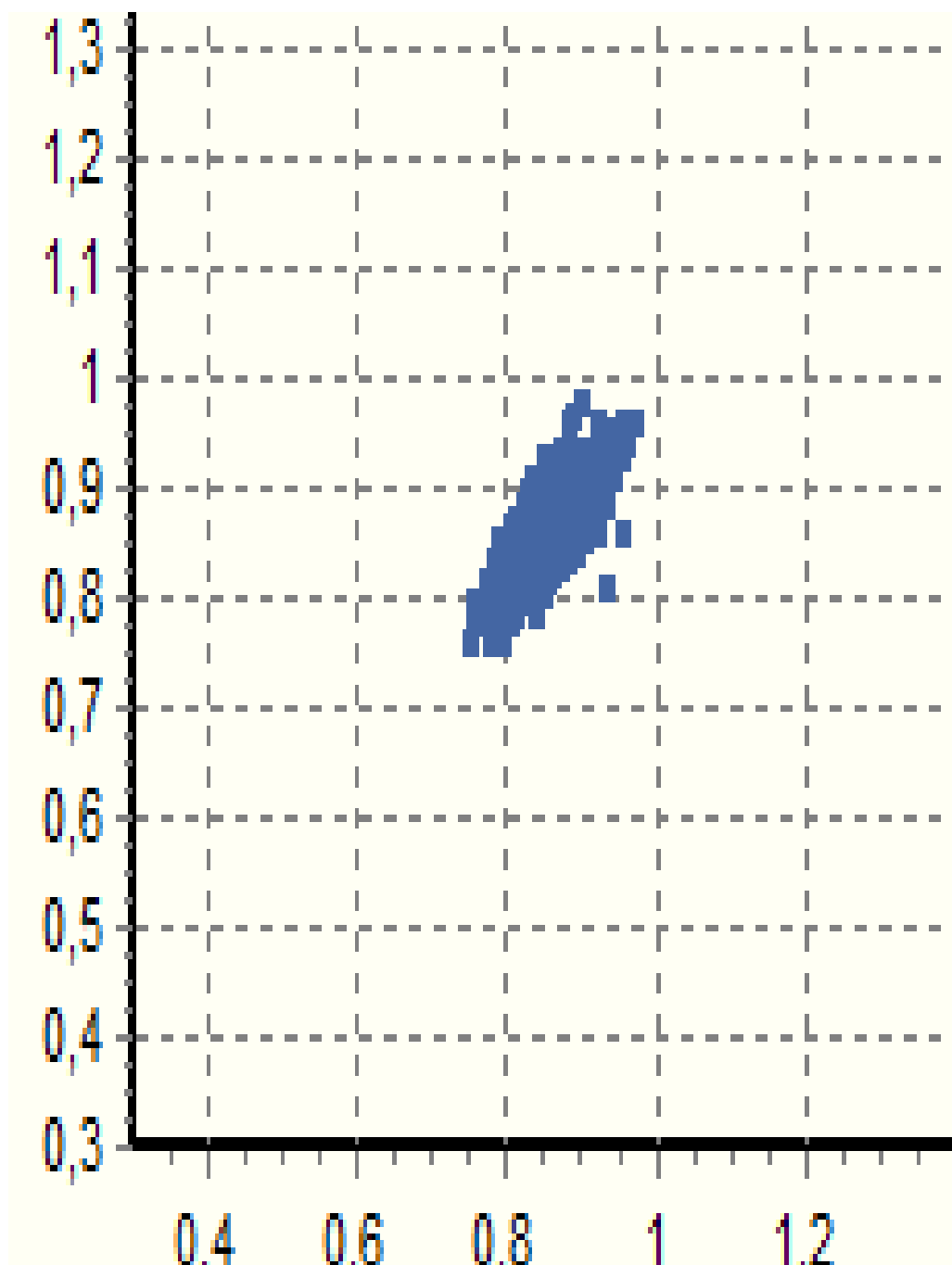


Рисунок 1.2. Еліпсоподібний графік інтервалограми

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БС52.19.1300.1404с.ПЗ

Лист

13

2) Якщо точки утворюють на графіку круг, то це означає відсутність недихаючих компонентів аритмії (рис. 1.3).

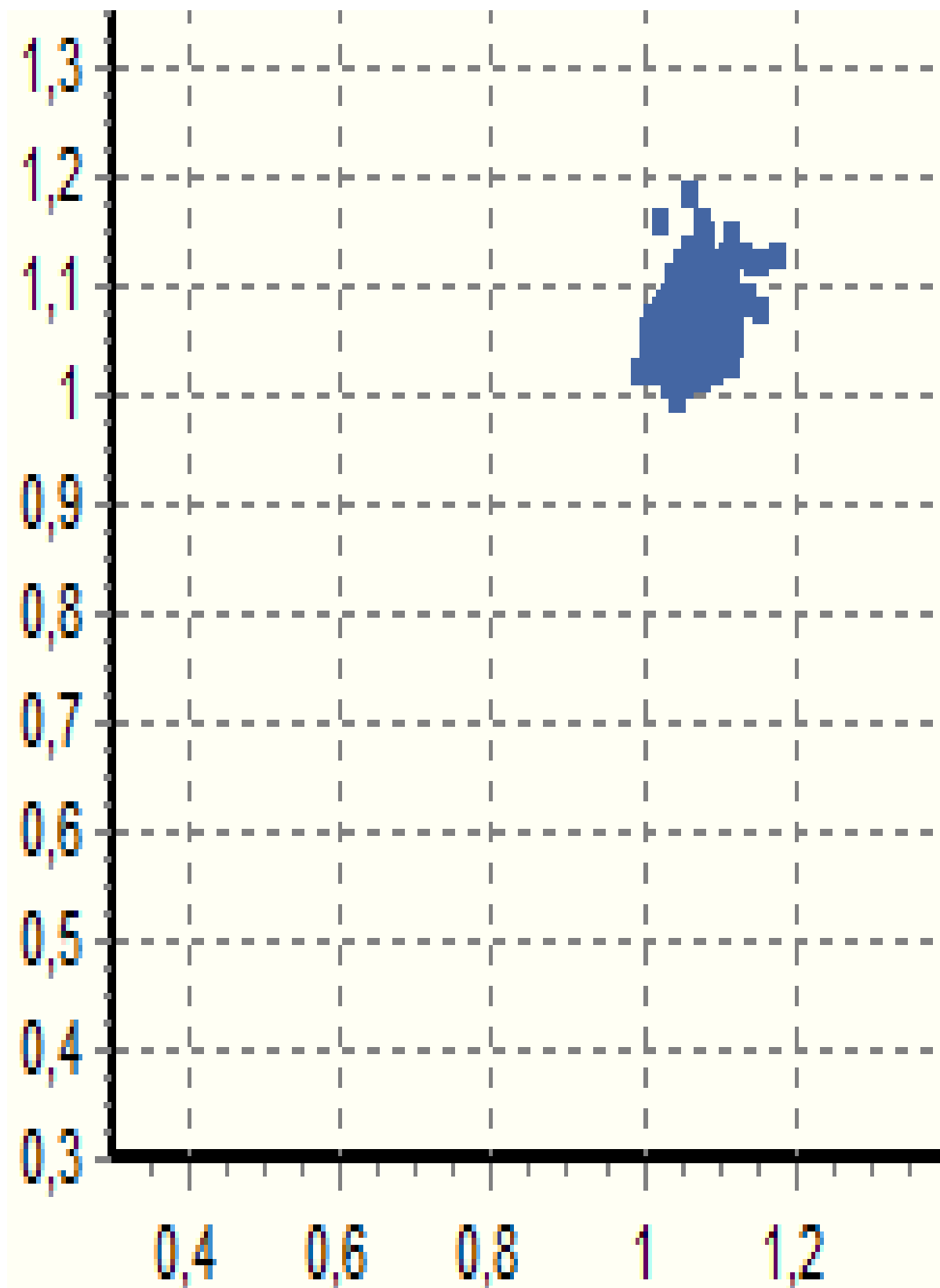


Рисунок 1.3. Інтервалограма у вигляді круга

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БС52.19.1300.1404с.ПЗ

Лист

14

3) Коли хмара нагадує одну точку, це свідчить про зниження варіабельності ритму (рис. 1.4).

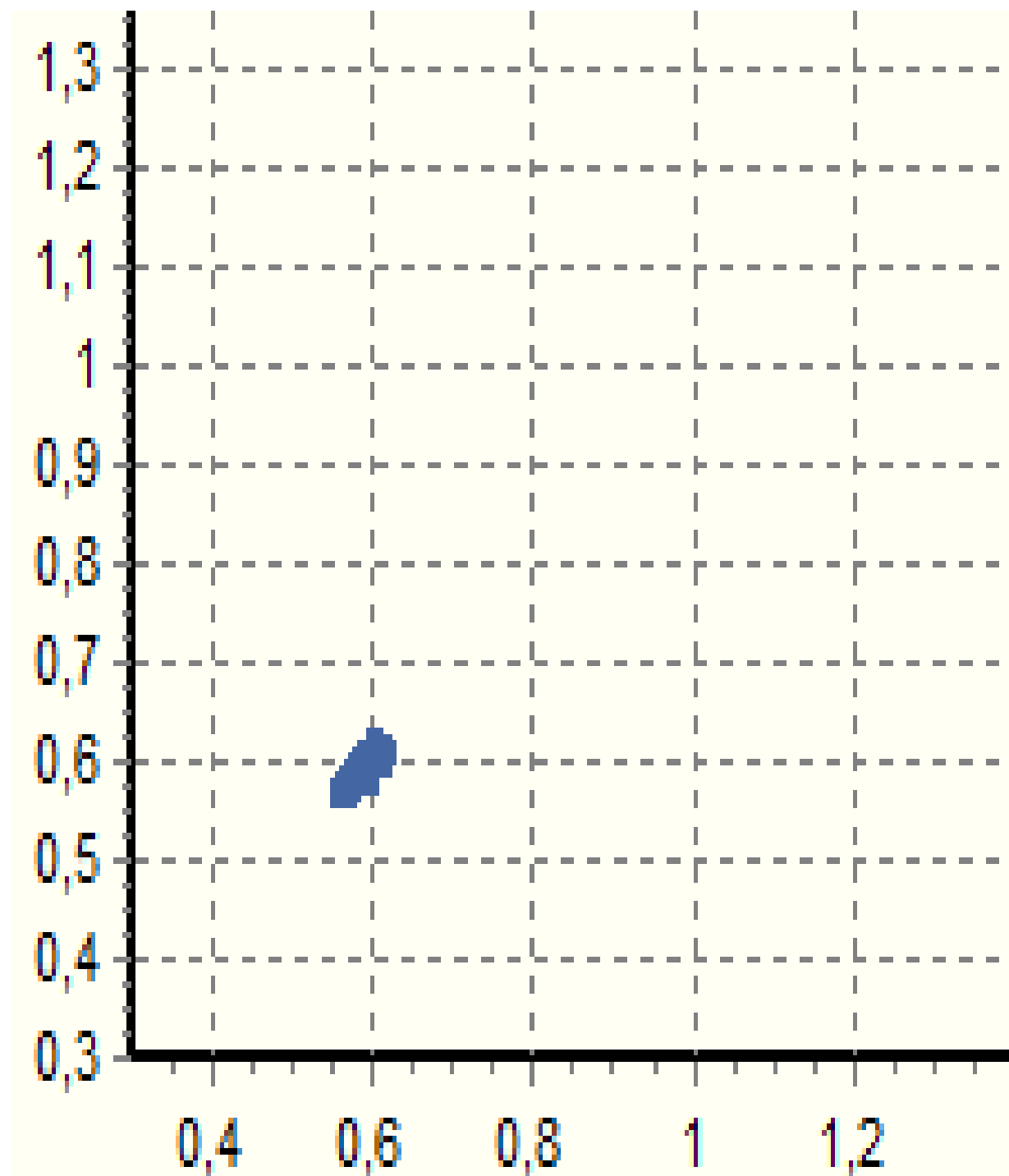


Рисунок 1.4. Інтервалограма у вигляді точки

4) У випадку, коли точки хаотично розкидані по графіку інтервалограми, можна зробити висновки про порушення ритму (рис. 1.5).

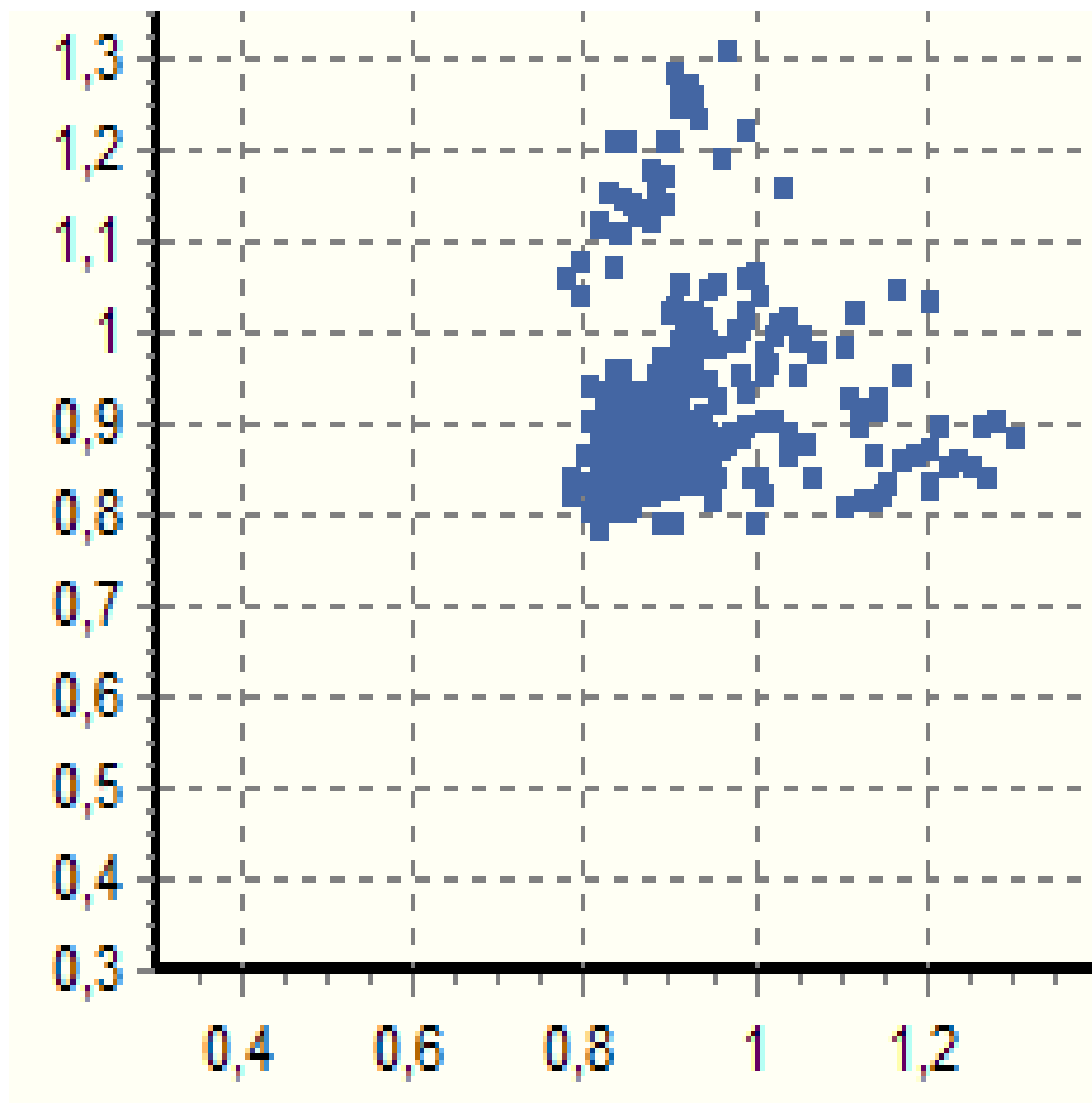


Рисунок 1.5. Інтервалограма з викидами

Досліди інтервалограми дуже інформативні у випадках, коли на фоні нормального пульсового ритму зустрічаються непередбачувані порушення окремих ділянок.

Висновки до розділу 1

У цьому розділі було проведено аналіз літературних джерел на тему: «Система реєстрації та аналізу пульсового ритму».

					БС52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		16

Було детально розглянуто наступні моменти:

1) Поняття пульсу, його основні характеристики та властивості; фактори, що найбільше на нього впливають та деякі з найрозповсюдженіших видів хвороб.

2) Поняття інтервалограми, принцип її побудови, основні властивості та на прикладах показано основні аналітичні можливості.

					БС52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		17

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1. Загальний огляд системи

Розроблена система для реєстрації та аналізу пульсового ритму складається з наступних двох компонентів:

- 1) Апаратний комплекс з інтерфейсом, для отримання вхідного сигналу.
- 2) Програмний додаток, для подальшої обробки сигналу.

Створена система для реєстрації та аналізу пульсового ритму повинна була бути легка у освоєнні та користуванні, щоб її могла використовувати людина без технічної освіти.

Окрім цього, було реалізовано можливість гнучкого налаштування робочого процесу, для того, щоб користувач мав змогу змінити вид отриманих результатів в залежності від необхідних для нього умов.

Також, передбачена можливість розширення аналітичних функцій розробленої системи, таким чином, щоб нові аналітичні дані не конфліктували та не заважали роботі вже отриманим, а навпаки ґрунтували свою роботу на основі тих даних, що вже були отримані.

Система реєстрації та аналізу пульсового ритму була розроблена враховуючи можливість її інтегрування для максимально можливої кількості апаратних систем.

Одним із перспективних методів для реєстрації та подальшого аналізу пульсового ритму є метод фотоплетизмографії. Перспективність впровадження апаратів на основі методу фотоплетизмографії пояснюється наступним:

- 1) Метод є неінвазійним, що дозволяє провести діагностику хворого без порушення цілісності шкіряного покриву людини.

2) Оскільки, відсутні електродні контакти з живою тканиною, то у такому випадку відповідно відсутні і електричні впливи на пацієнта.

3) Зняти сигнал у пацієнта можна таким чином, щоб мінімізувати його вплив на кровотік тканин. Це дуже важливий фактор, при тривалому моніторингу фізіологічного стану об'єкта. Також, можливо реалізувати повне безконтактне зняття сигналу.

4) Сам метод є зручним як для пацієнта, так і для лікаря, оскільки не потребує якихось особливих приготувань чи умов до роботи.

5) Окрім того, той факт, що фотоплетизмограму можна зняти без контакту датчика з тілом людини. Це зменшує вимоги до слідкування за стерильністю.

До того ж, обраний метод для реєстрації та аналізу пульсового ритму не потребує якихось особливих чи над важких умов в котрі необхідно помістити пацієнта для зняття сигналу. Для того, щоб отримати чіткий сигнал та мінімізувати впливи на результати, під час реєстрації сигналу бажано дотримуватись наступних правил:

1) Температура в приміщенні повинна бути близько 20 градусів за Цельсієм. Це допоможе мінімізувати впливи на судини. Наприклад, коли температура опускається нижче 16 градусів за Цельсієм, то розвивається спазм артеріол.

2) Під час реєстрації сигналу необхідно максимально зменшити попадання на датчик прямих сонячних променів та яскравого штучного освітлення.

3) Пацієнт у ході обстеження, повинен бути максимально спокійний та розслаблений. І бажано, щоб він знаходився у зручному для нього положенні: сидячи чи лежачи.

4) Місце, де проводять зняття сигналу повинно бути нерухоме, так як скорочення м'язів можуть спотворити результати.

					BC52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
						19
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

2.2. Обґрунтування обраних методів

2.2.1. Апаратний комплекс

Апаратний комплекс є невід'ємною складовою розробленої системи для реєстрації та аналізу пульсового ритму без якого, коректна робота системи просто не можлива.

Тому, перед тим як розпочати безпосередню розробку програмного додатку для спроектованої системи, в першу чергу необхідно було визначитись з технічними засобами, що мали бути використані в роботі та їх налаштуванні.

На рисунку 2.1 зображено всі основні компоненти з яких складається апаратний комплекс.

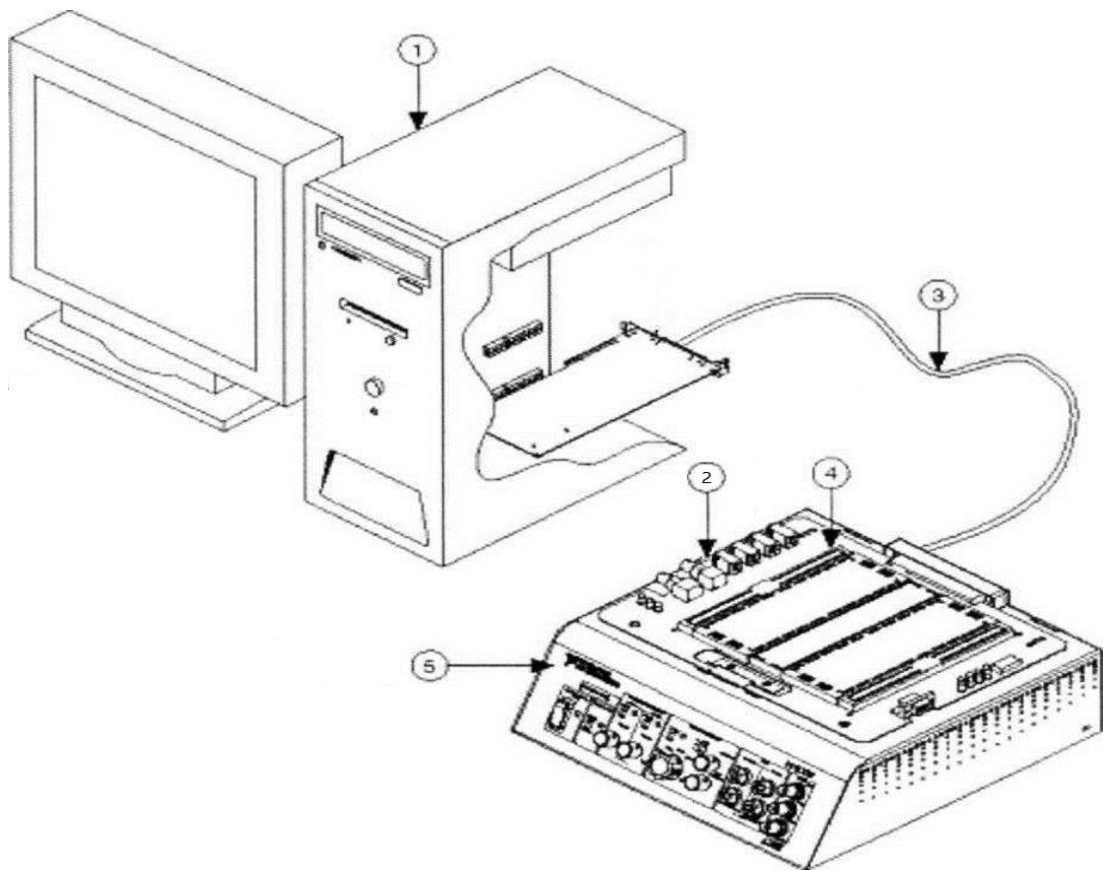


Рисунок 2.1. Схематичне представлення апаратного комплексу: 1 – персональний комп'ютер; 2 – комплекс ELVIS II; 3 – кабель; 4 – макетна плата; 5 – робоча станція.

Всі ці зазначені на схемі компоненти та додатково під'єднаний до них датчик, утворюють апаратний комплекс розробленої системи та забезпечують отримання вхідного сигналу для подальшої роботи.

2.2.2. Датчик Pulse Sensor

В якості датчика, що буде знімати сигнал з пацієнта було обрано імпульсний датчик серцевого ритму Pulse Sensor, розроблений компанією Arduino.

На рисунку 2.2 схематично зображено принцип роботи даного датчика.

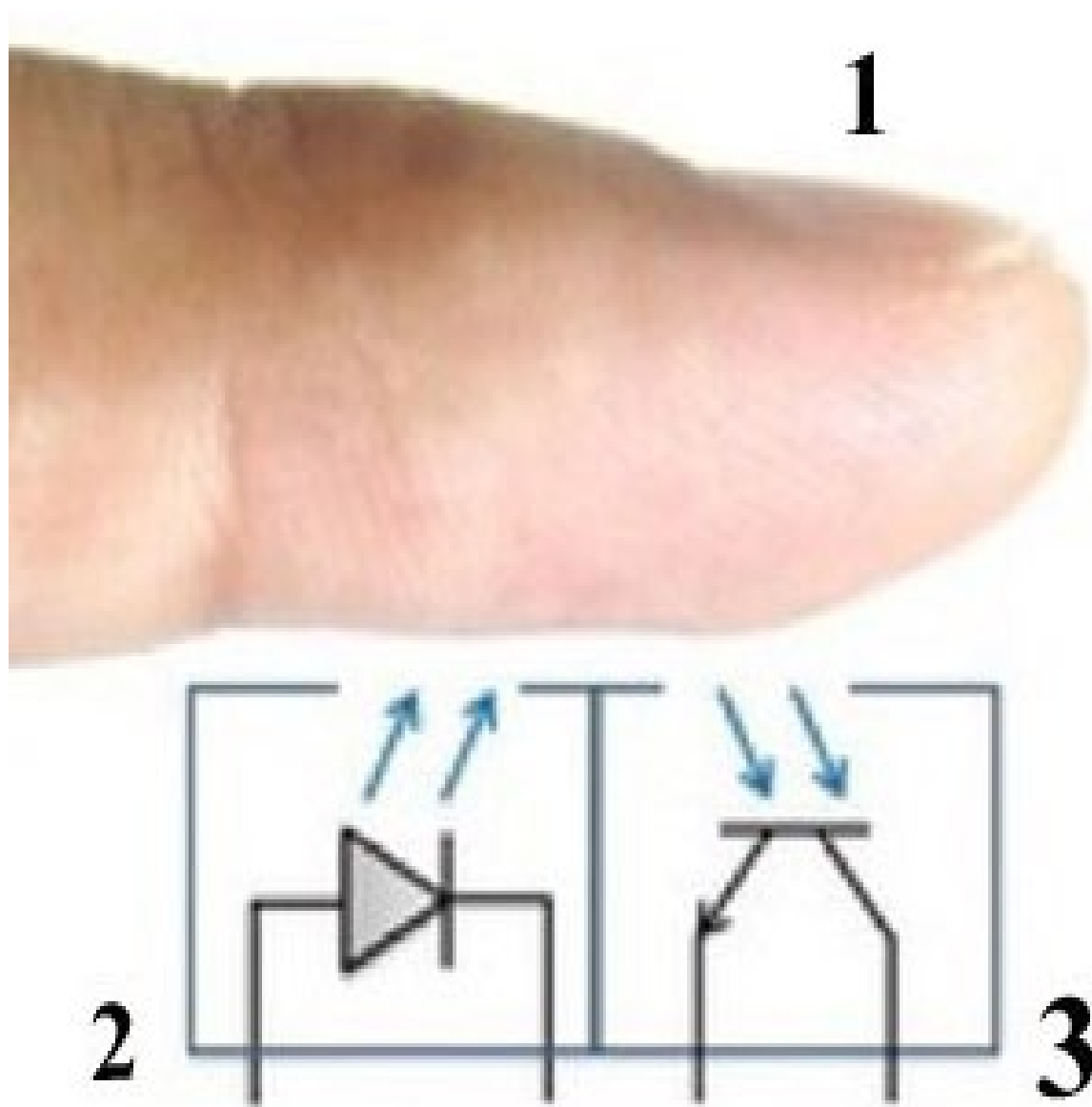


Рисунок 2.2. Принцип роботи датчика Pulse Sensor: 1 – місце зняття сигналу;
2 – світлодіод; 3 – фотоприймач.

Датчик Pulse Sensor – ґрунтує свою роботу на методі фотоплетизмографії та є дуже відомим медичним пристроєм, що активно використовують для моніторингу серцевого ритму. Він розроблений спеціально для проведення експериментів з вимірами частоти серцевих скорочень.

Датчик побудований на принципі оптичного вимірювання, тобто, реєстрації пульсацій відбитого світлового потоку від кровоносних судин у місці де проводяться виміри. Найчастіше зняття сигналу проводять з мочки вуха чи пучки пальця [5].

Датчику Pulse Sensor складається з джерела випромінювання чи просто кажучи світлодіоду зеленого кольору та фотоприймача. Вони розташовані так, щоб промінь світла, що випромінює світлодіод, потрапляє на фотоприймач, після відбивання від перешкоди, якою у дослідженні слугувала подушечка пальця.

Напруга на фотоприймачі змінюється в залежності від об'єму крові у судинах під час серцевих пульсацій.

Судини в області, де проводяться виміри, під час наповнення кров'ю, змінюють свою оптичну щільність. Це відбувається внаслідок змін кровотоку по судинам в залежності від фази серцевого циклу. Все це впливає на зміни кількості відбитого світла. Тобто, якщо рівень світлового потоку, що випромінює світлодіод датчика буде постійним, то інтенсивність світла, яку буде реєструвати фотоприймач, буде залежати лише від наповненості судин кров'ю [6-8].

При конструювання датчика було передбачено, щоб він реєстрував тільки динамічні зміни інтенсивності світлового потоку, що буде сприймати фотоприймач [9-10]. Тому, коли на фотоприймач потрапляє незмінний світловий потік (незалежно від його інтенсивності), напруга на виході датчика не змінюється і знаходиться в районі половини напруги живлення.

					BC52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
						22
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Зовнішній вигляд лицевої частини датчика Pulse Sensor представлено на рисунку 2.3.

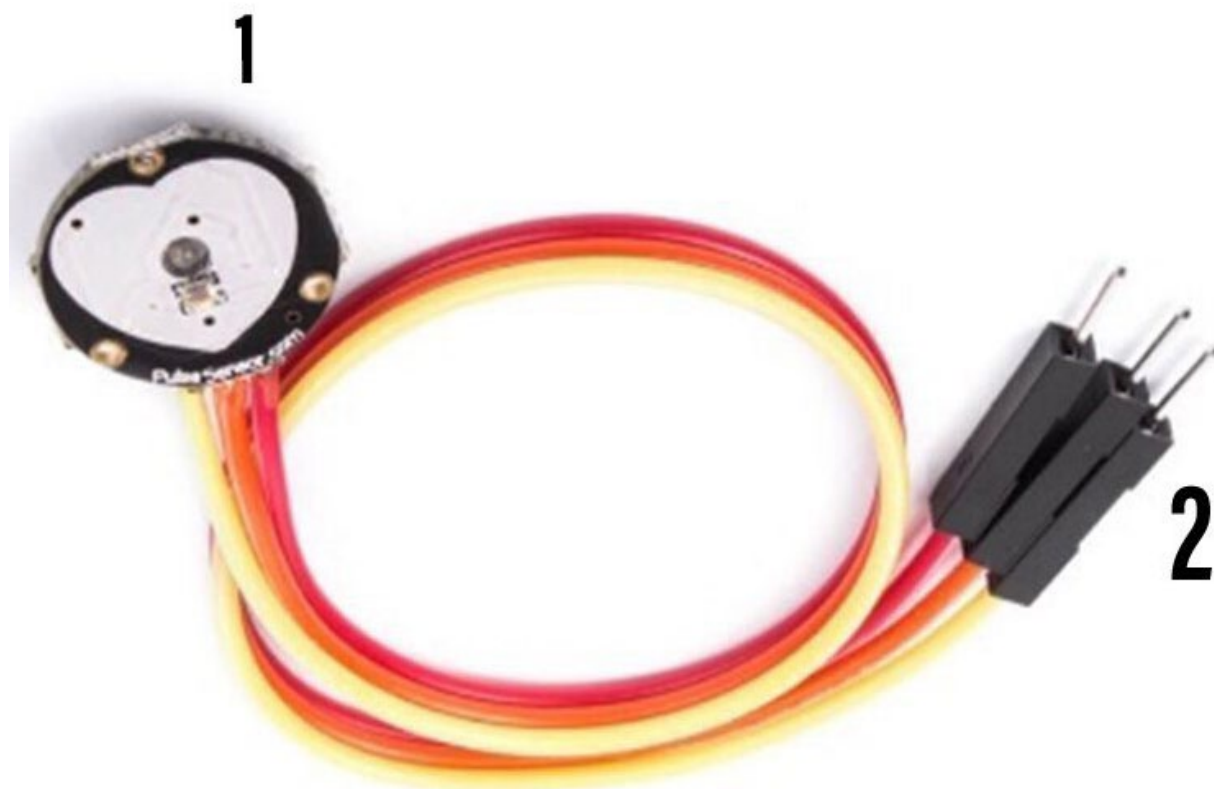


Рисунок 2.3. Датчик Pulse Sensor: 1 – лицева панель датчика; 2 – виходи.

Коли інтенсивність світлового потоку змінюється, напруга на виході датчика відхиляється від середнього значення, в сторону зменшення чи збільшення відповідно (більше світла надходить на фотоприймач – сигнал збільшується, менша інтенсивність – сигнал зменшується). Саме тому, датчик Pulse Sensor не має необхідності при кожному реєструванні сигналу в налаштуванні під кожну людину.

На рисунку 2.4 можна побачити задню панель та три виходи датчика Pulse Sensor. Біля кожного з виходів стоять позначки, орієнтуючись на які, необхідно під'єднати датчик до комплекту NI ELVIS II. Дуже важливо під'єднати усе правильно, бо в іншому випадку індикатор під'єднання датчика буде горіти, але сигнал зчитуватись не буде і ми не зможемо отримати дані для подальшого аналізу.

					BC52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
						23
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

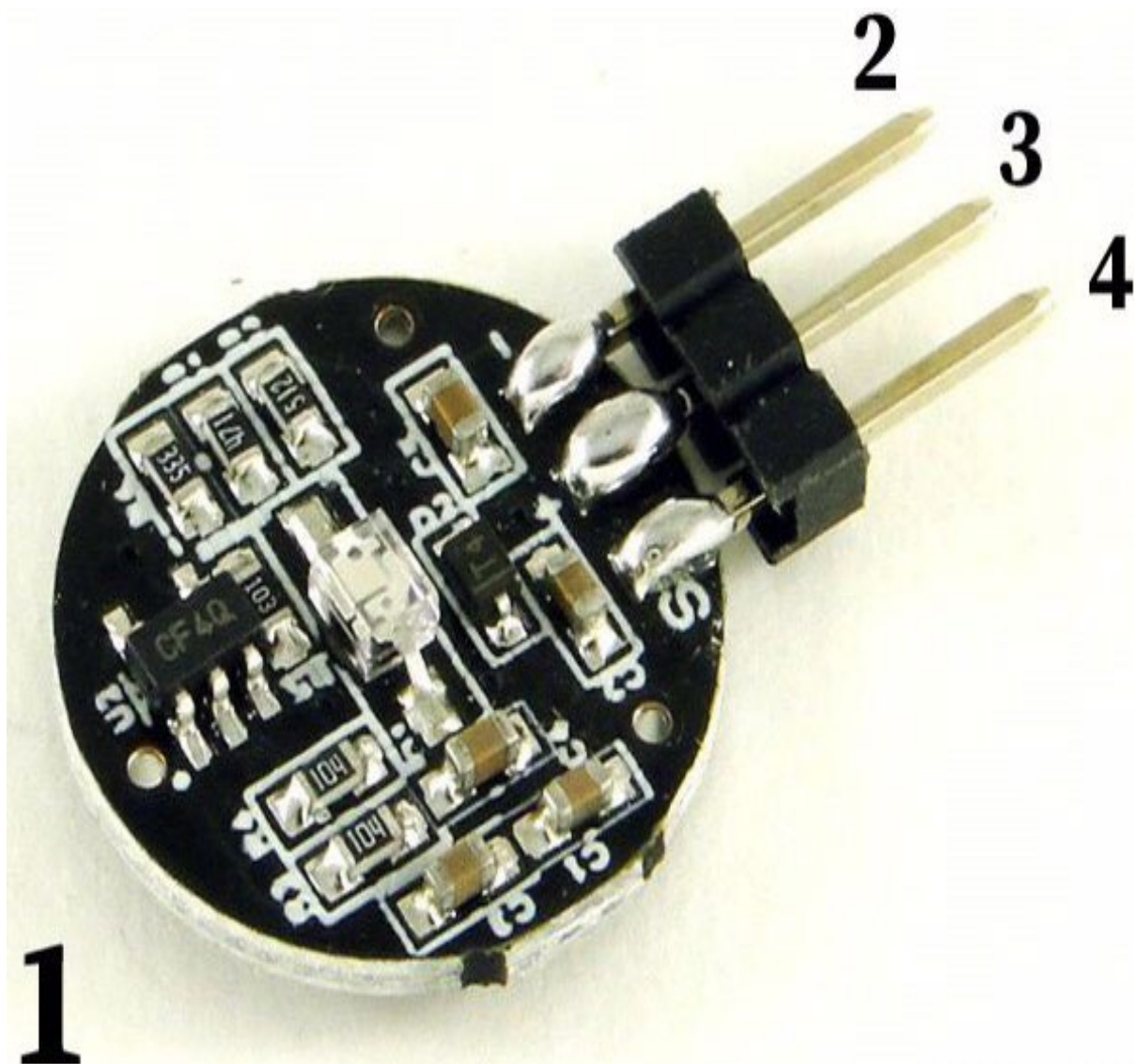


Рисунок 2.4. Задня панель датчика Pulse Sensor: 1 – задня панель датчика; 2 – вихід -; 3 – вихід +; 4 – вихід S.

Так як, початкова довжина під'єднань датчика не дуже зручна для подальшої роботи з ним, було використано подовжувачі. Їх було підпаяно, щоб запобігти непередбачуваному від'єднанню компонентів один від одного, що могло б призвести до збою у роботі програмно-апаратного комплексу.

На рисунку 2.5 зображена схема підключення датчика до комплекту NI ELVIS II. У центрі на схемі зображено датчик та три його виходи, що були описані вище. Кожен вихід датчика повинен бути підключений до конкретного порта на платі, що також мають свою назву.

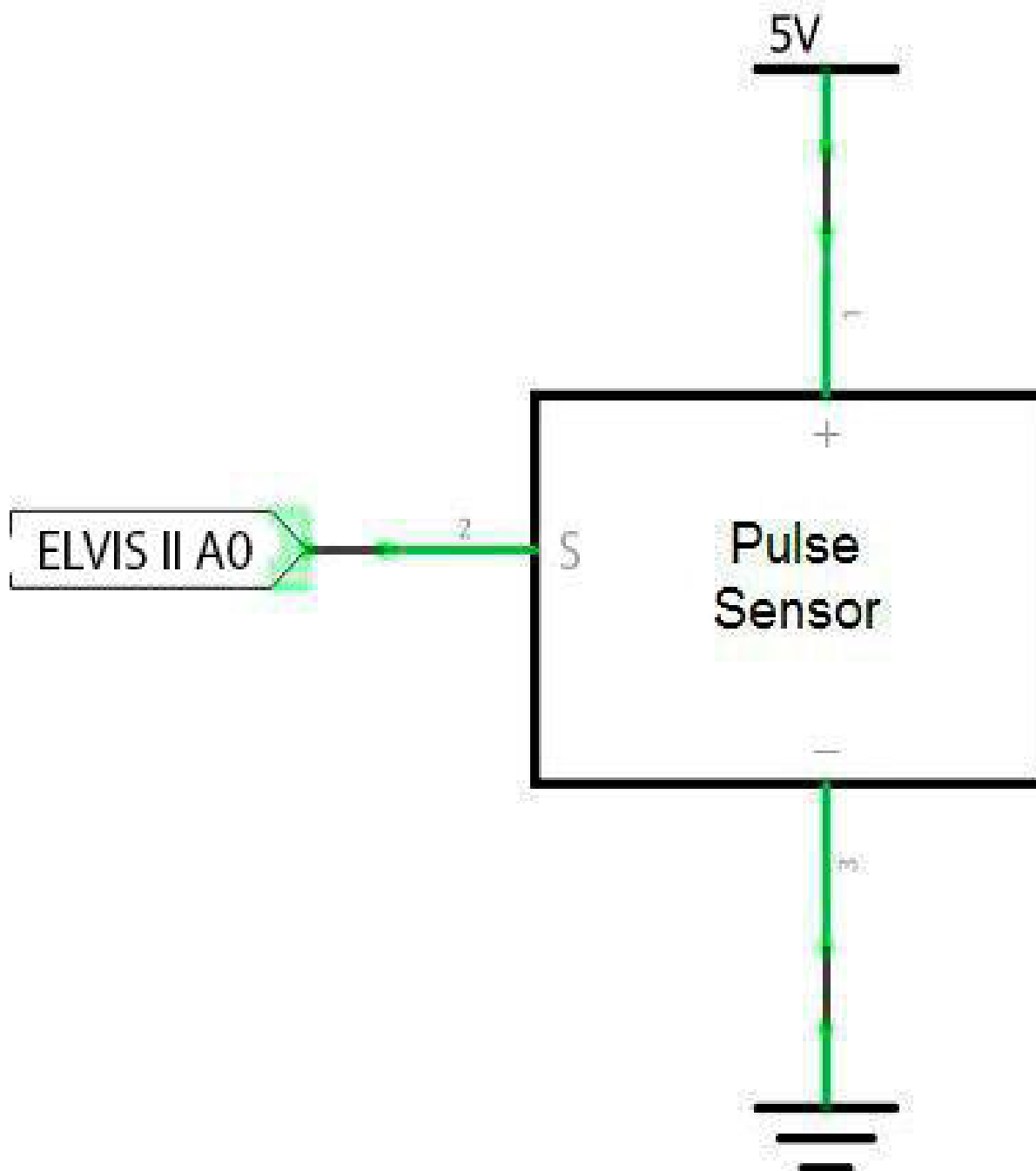


Рисунок 2.5. Схема підключення датчика

На малюнку відповідними цифрами позначено вихід на датчику та порт плати, до якого його потрібно під'єднати, щоб датчик працював коректно.

- 1) Вихід +, під'єднується до порту 5V.
- 2) Вихід S, під'єднується до аналогового порту плати A0.
- 3) Вихід -, під'єднується до порту «земля».

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БС52.19.1300.1404с.ПЗ

Лист
25

Щоб показники датчика були більш плавними, без різких стрибків в графіку, його було обгорнуто чорною стрічкою. Таким чином, було створено постійне (незмінне) зовнішнє освітлення.

На рисунку 2.6 схематично зображено будову датчика Pulse.

На ньому показано усі головні складові компоненти датчика та їх структурні зв'язки один з одним.

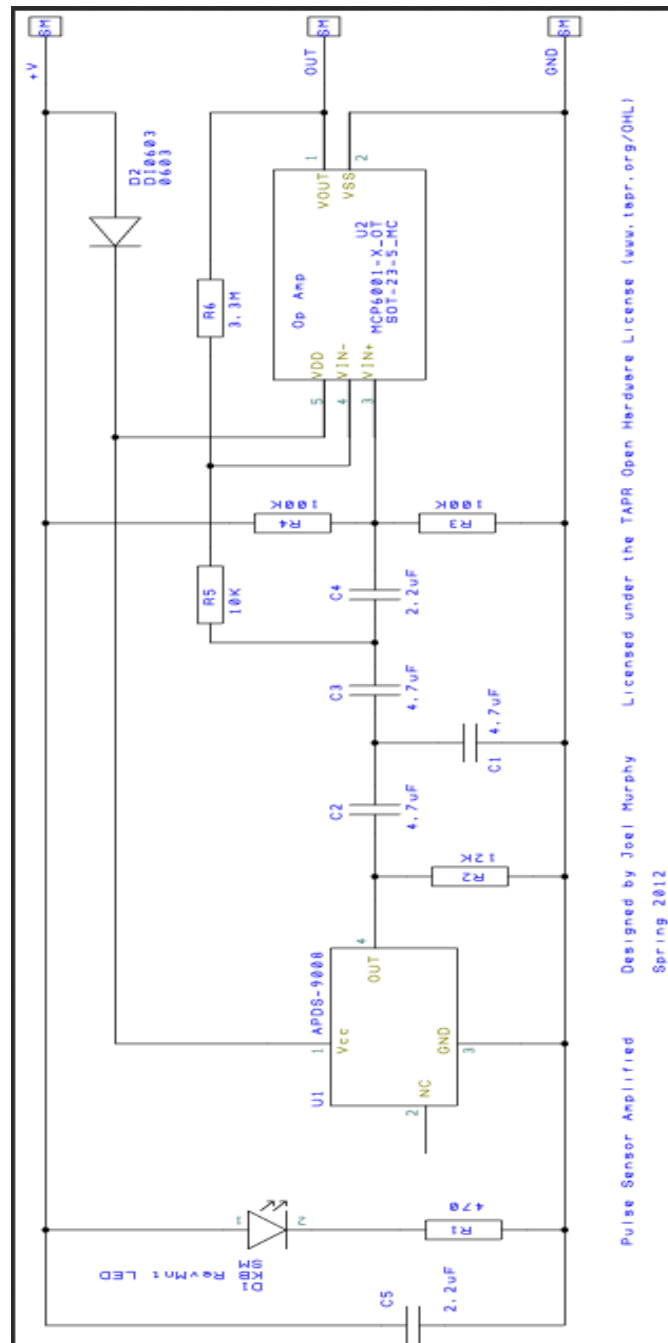


Рисунок 2.6. Схема датчика Pulse Sensor

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БС52.19.1300.1404с.ПЗ

Лист
26

2.2.3. Комплект NI ELVIS II

Для передачі на комп'ютер отриманого сигналу від датчика використовується комплект ELVIS II.

Комплект ELVIS II, компанії National Instruments – це спеціальна платформа для створення прототипів (рис. 2.7).

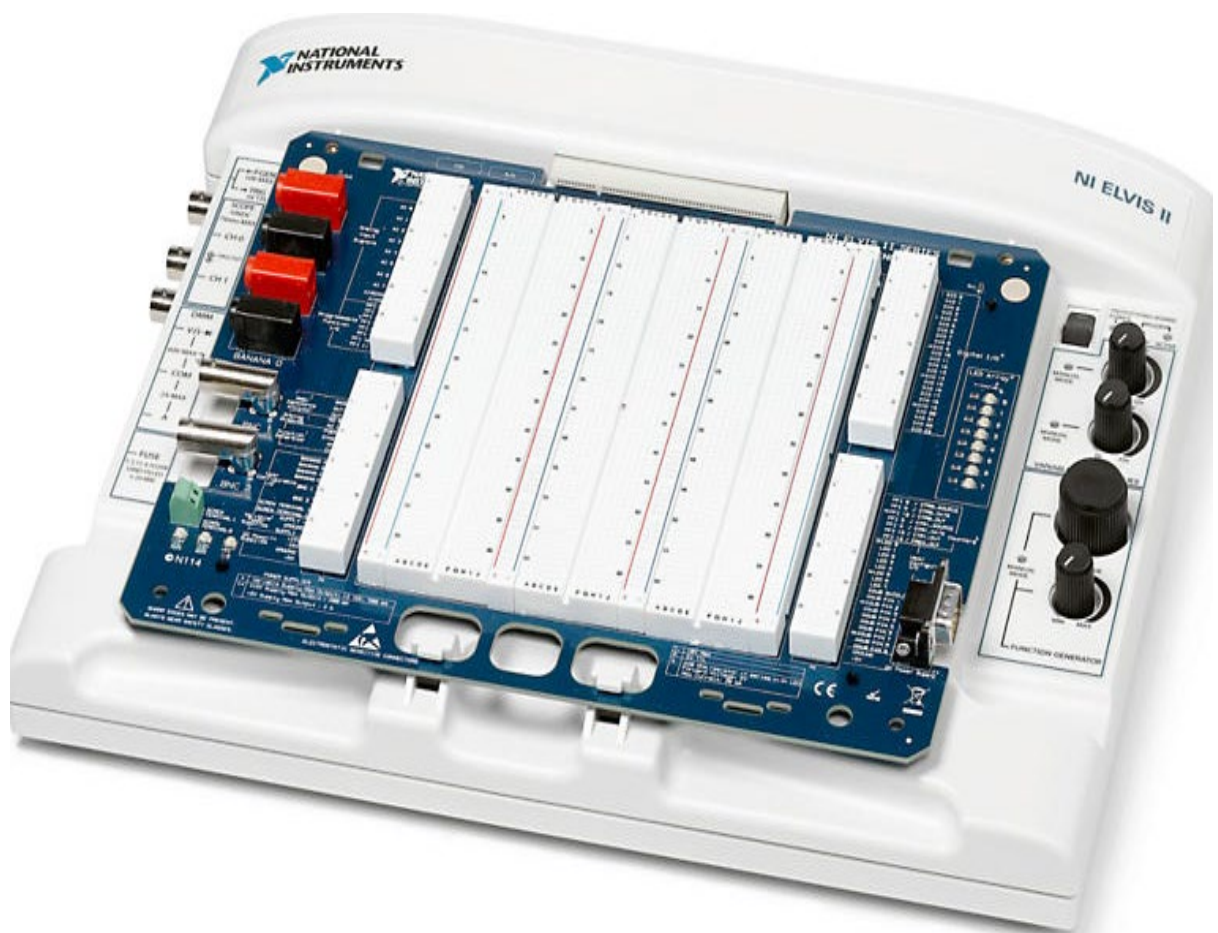


Рисунок 2.7. Комплекс ELVIS II

Комплект виконаний для взаємодії з середовищем графічної розробки LabVIEW, того ж самого розробника, що і комплект ELVIS II, об'єднує в собі технічні засоби і програмне забезпечення в функціонально повний набір лабораторних приладів.

Спектр можливостей розробки типових лабораторних приладів для вимірювання в NI ELVIS II реалізовано на основі багатофункціонального пристрою вводу-виводу (DAQ), спеціальної робочої станції, макетної плати, і

програмних додатків, розроблених у середовищі LabVIEW (що не є обов'язковим, так як для комплекту ELVIS II можна розробляти програмні додатки і на інших мовах програмування).

Оскільки, комплект ELVIS II пристосований для роботи з LabVIEW. З'являється можливість досить швидко на його основі створювати різноманітні програмні додатки для автоматизації вимірів. Також, LabVIEW можна використовувати для удосконалення засобів відображення даних експерименту чи навіть для керування робочою станцією комплекту ELVIS II.

В робочу станцію вбудовані апаратно реалізовані функціональний генератор та усі необхідні блоки живлення, аналогово-цифрові перетворювачі, порти, буферна пам'ять з усіма необхідними драйверами. Також, на ній розташовані елементи керування.

Макетна плата встановлюється безпосередньо в робочу станцію і призначена для монтажу електронних схем. На основі однієї робочої станції можна використовувати декілька змінних макетних плат [11]. Усі входні та вихідні порти представлені по обом сторонам зони макетування рядами комутаційних гнізд та можуть бути використані для підключення. Кожному із сигналів відповідає рядок портів, а порти в свою чергу згруповані за своїми функціональними можливостями.

Макетна плата складається з наступних частин (рис. 2.8):

- 1) Порти аналогових входів, осцилографа.
- 2) Порти для цифрового вводу/виводу.
- 3) Група індикаторів.
- 4) Роз'єми типу D-Sub.
- 5) Гнізда таймера, джерела живлення постійного току, лінії вводу/виводу користувача, функціонального генератора.
- 6) Лінії джерел живлення, лінії вводу/виводу користувача, гнізда мультиметра.

- 7) Індикатори живлення.
- 8) BNC-роз'єми.
- 9) Роз'єми штекерного типу.

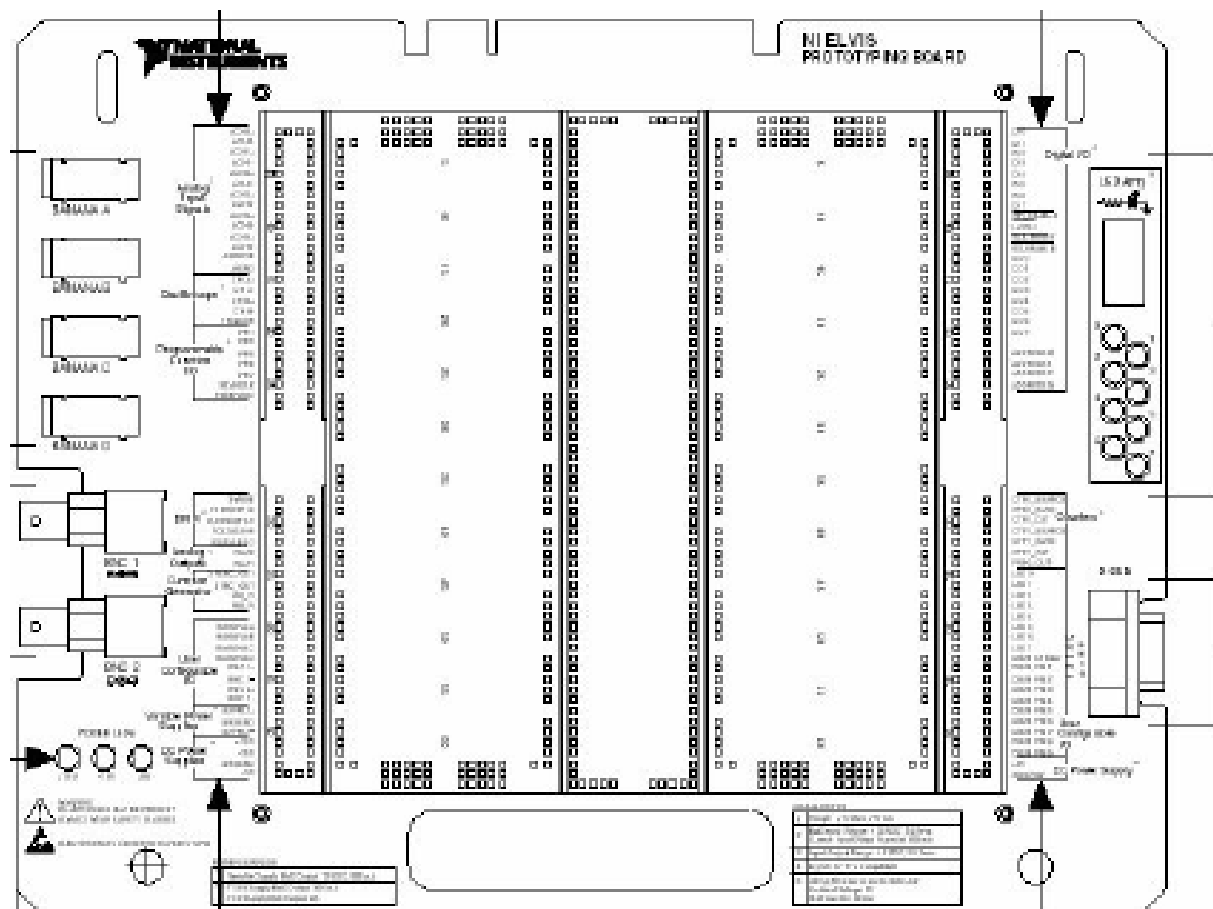


Рисунок 2.8. Схема компонентів макетної плати

Тому, при об'єднанні усіх функціональних можливостей, комплект ELVIS II, дає змогу працювати з наступними приборами:

- 1) Осцилограф.
- 2) Аналізатор спектру.
- 3) Пристрій запису на цифрову шину.
- 4) Пристрій зчитування з цифровою шини.
- 5) Аналізатор амплітудно-фазочастотних характеристик.
- 6) Цифровий мультиметр.
- 7) Генератор сигналів.

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

BC52.19.1300.1404с.ПЗ

Лист

29

Комплект NI ELVIS II, об'єднує технічні засоби і програмне забезпечення в функціонально повний набір приладів [12].

У схемі підключення сигналів необхідно передбачити точку заземлення. Виміри сигналу будуть проводитись правильно, якщо один із виходів джерела вимірювання сигналу з'єднаний з портом GROUND на макетній платі. Вони розташовані в декількох місцях макетної плати та з'єднані між собою.

Для початку роботи з комплектом ELVIS II, спочатку його необхідно правильно під'єднати (рис. 2.9). Елементи підключення знаходяться на задній панелі робочої станції.

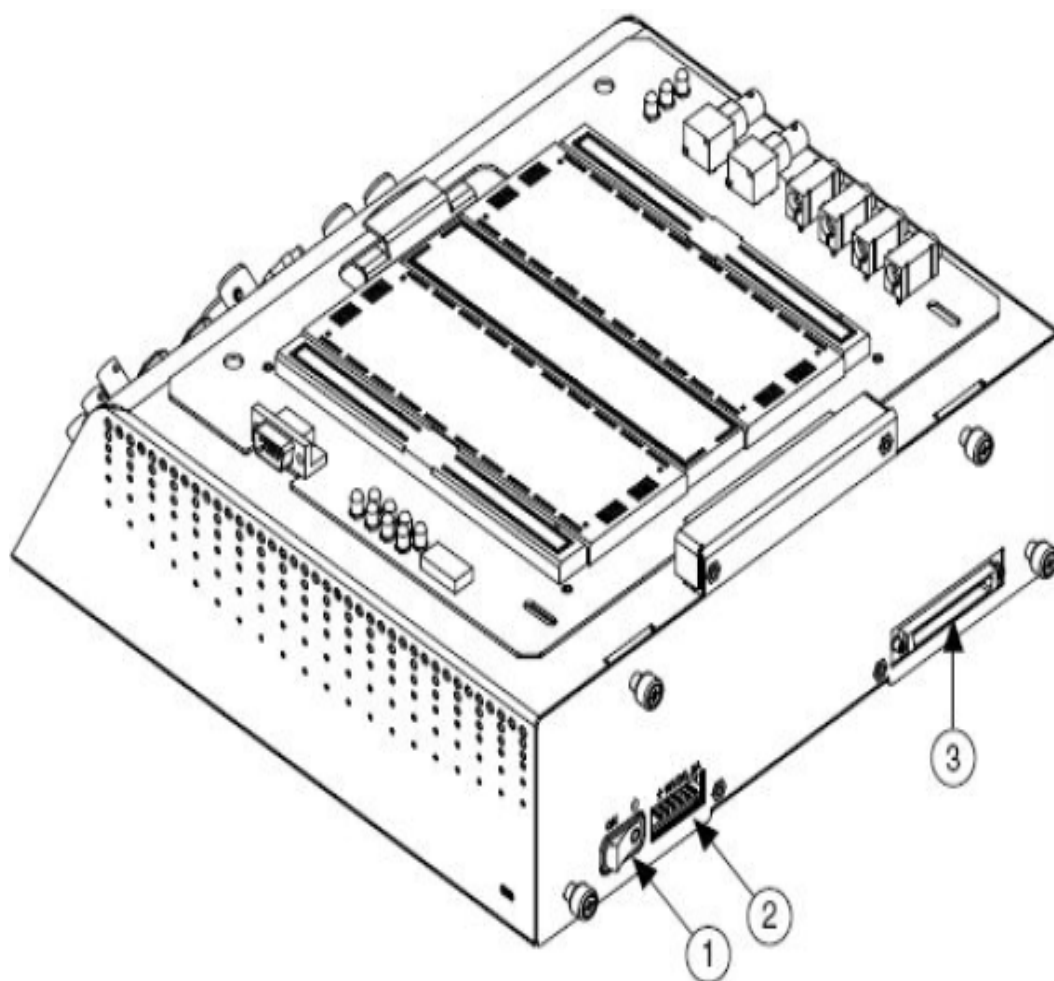


Рисунок 2.9. Схема підключення комплекту ELVIS II: 1 – перемикач живлення робочої станції комплекту; 2 – місце для підключення джерела живлення постійного/змінного току; 3 – роз'єм для підключення кабелю від модуля вводу-виводу.

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

BC52.19.1300.1404с.ПЗ

Тобто, комплект ELVIS II у повному обсязі задовольняє усі потреби, що могли б виникнути під час розробки системи.

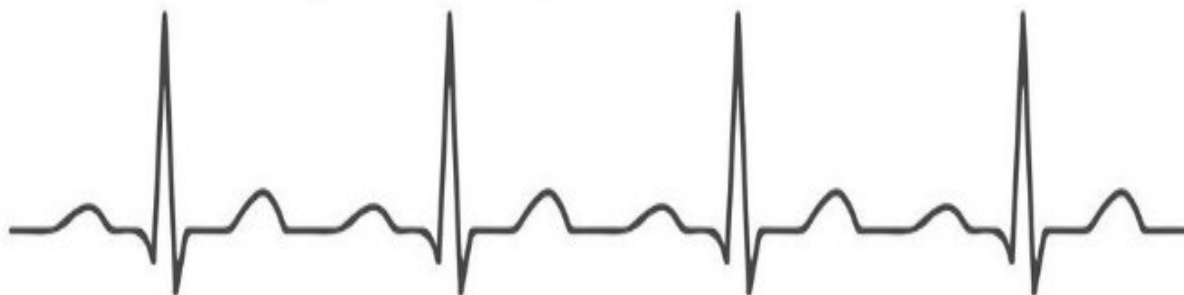
2.2.4. Метод фотоплетизмографії

Серед інструментальних методів, котрі дозволяють об'єктивно оцінити стан серцево-судинної системи, широко вживаним є метод електрокардіографії та методи, що ґрунтуються на реєстрації пульсової хвилі.

Фотоплетизмограма – метод реєстрації кров'яного потоку з використанням джерела інфрачервоного чи світлового випромінювання і фоторезистора [13].

На рисунку 2.10 можна порівняти графіки електрокардіограми та фотоплетизмограми. Фотоплетизмограма (ФПГ) за своєю формою нагадує хвилю і помітно відрізняється від графіка електрокардіограми (ЕКГ).

Electrocardiogram (ECG)



Photoplethysmogram (PPG)

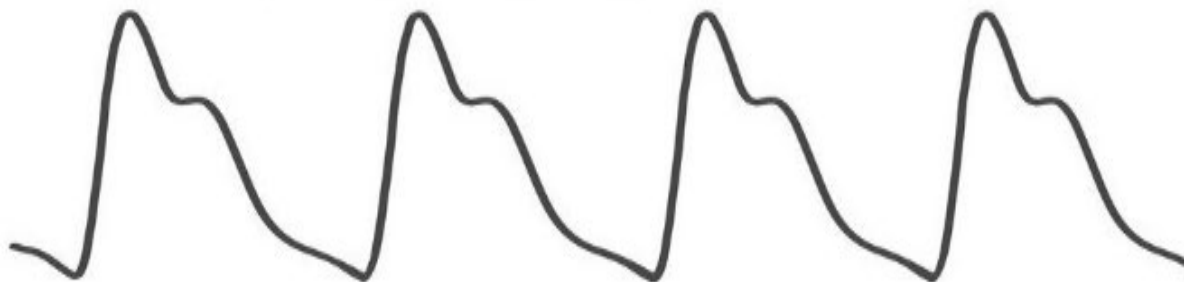


Рисунок 2.10. Порівняння ЕКГ та ФПГ

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БС52.19.1300.1404с.ПЗ

Лист

31

За допомоги фотоплетизмограми можна виміряти об'ємний пульс крові, в області вимірювання, викликаного періодичними змінами кров'яного об'єму при кожному ударі серця, частоту серцебиття, варіабельність серцевого ритму.

Пульсова крива отримана при використанні методу фотоплетизмографії включає в себе дві основні частини (рис. 2.11). Отримана під час роботи з розробленою системою пальцева фотоплетизмограма відображає зливання двох об'ємних пульсових хвиль (зубців):

1) A_1 – підйом кривої, чи як його ще називають анакrotичний зубець. Він утворюється за рахунок систолічної, прямої хвилі, з амплітудою A_1 , що формується потоком крові в систолу, які передаються напряму від лівого шлуночка до пальців верхніх кінцівок.

2) A_2 – спад кривої, або дикrotичний зубець. Утворюється за рахунок відбитої хвилі з амплітудою A_2 , яка з'являється внаслідок відбивання потоку крові від периферії до серця, що передається по аорті і крупним магістральним артеріям до нижніх кінцівок та прямують назад через відділ аорти і далі до пальців верхніх кінцівок.

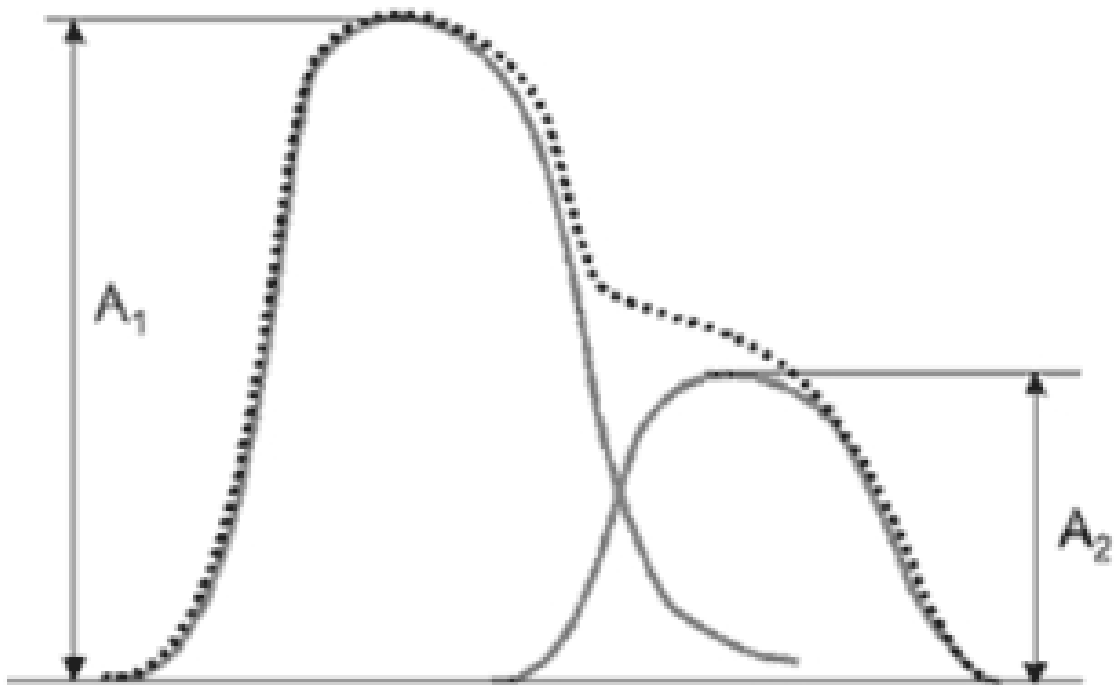


Рисунок 2.11. Головні компоненти фотоплетизмограми

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

BC52.19.1300.1404с.ПЗ

Лист
32

Для характеристики контуру пульсової хвилі, розглядають декілька моментів часу (рис. 2.12):

- 1) B1 – початок систолічного періоду (потік крові прямує до систоли).
- 2) B2 – максимальне розширення судин.
- 3) B3 – продіастолічний період.
- 4) B4 – початок діастоли.
- 5) B5 – закінчення діастоли, завершення серцевого циклу.



Рисунок 2.12. Моменти часу, що характеризують пульсову хвилю

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

BC52.19.1300.1404с.ПЗ

Основними кількісними показниками в фотоплетизмографії є:

- 1) Амплітуда пульсової хвилі.
- 2) Час наповнення (інтервал між точками B1 і B2).
- 3) Тривалість систолічної чи діастолічної фази серцевого циклу.
- 4) Частота серцевих скорочень.

Зміни пульсової хвилі свідчать про різні порушення нормального функціонування організму. Наприклад, при атеросклерозі збільшується інтервал між точками B1 та B2, вершина зміщується до кінця систоли, при сахарному діабеті зникає діакротичний зубець [14-15].

Також можливо визначити звуження артерій, в тому числі ішемію судин нижніх кінцівок. Оскільки, їх параметри мають бути однакові, а при ураженні однієї з них виникає несиметричність.

Амплітуда пульсової хвилі залежить від віку.

Амплітуда пульсового ритму збільшується до вісімнадцяти років. Після чого до тридцяти років її показники стабілізуються. І вже після п'ятдесяти років амплітуда знову підвищується. У дитячому віці характерні більш різкі зміни пульсових хвиль [16-18].

Для оцінки судинних рефлексів за допомогою цього методу застосовуються різноманітні функціональні проби [19].

Фотоплетизмограма є надійним інструментом у роботі кардіологів.

Висновки до розділу 2

У даному розділі було розглянуто головні складові розробленої системи та методи на яких вона ґрунтує свою роботу.

Для реалізації системи реєстрації та аналізу пульсового ритму, необхідно додатково до програмного продукту розробити апаратний комплекс.

					БС52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		34

За допомогою апаратної частини системи буде відбуватись зняття сигналу з пацієнта, на основі якого і ґрунтується уся подальша робота з програмним додатком.

Для створення апаратного комплексу для роботи було обрано наступні засоби:

- 1) Персональний комп'ютер.
- 2) Комплект ELVIS II.
- 3) Датчик Pulse Sensor.

Система у своїй роботі опирається на метод фотоплетизмографії.

					БС52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		35

РОЗДІЛ 3

ПРОЕКТУВАННЯ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

3.1. LabVIEW

Програмну частину системи, можна реалізувати на переважній більшості сучасних мов програмування. Але для розробки даної системи було обрано середовище розробки NI LabVIEW, від того ж самого розробника, що і комплект ELVIS II.

Однією з головних причин для вибору LabVIEW є те, що комплект ELVIS II і LabVIEW, розроблені однією і тією ж компанією, його розробники з самого початку розроблювали комплект ELVIS II на базі свого середовища графічної розробки LabVIEW. Що робить вибір даного середовища розробки, більш логічним.

LabVIEW – середовище розробки лабораторних віртуальних приладів, тобто це середовище програмування, за допомогою якого, можна створювати програмні додатки [20-22].

LabVIEW – це мова графічного програмування, у якій для створення програмних додатків використовують графічні образи (іконки) замість традиційного текстового коду [23-25].

В LabVIEW використовується інтуїтивно зрозуміла мова графічного програмування G.

Саме це відрізняє його від звичайних мов програмування, таких як C++, Java та інші, де програми створюються у виді тексту [26]. Його освоєння не потребує знання традиційних текстових мов програмування.

LabVIEW на сьогоднішній час є неформальним стандартом у сфері медико-біологічного приладобудування і легко інтегрується в більшість сучасних програмно-апаратних комплексів.

Однак LabVIEW – це значно більше, ніж просто мова програмування. Це середовище розробки та виконання додатків, призначених для дослідників у різних сферах – вчених та інженерів, для яких програмування це лише частина роботи [27-28].

Несумнівною перевагою LabVIEW є те, що розробнику і користувачу доступні функціонально ідентичні системи програмування для усіх поширених у користуванні операційних систем: Windows, MacOS, Linux. Усі програми будуть виглядати однаково в усіх системах. І хоча, LabVIEW тісно пов'язаний з апаратним забезпеченням National Instruments, він тим не менш не прив'язаний до конкретної машини [29-32].

Створення завершеного програмного додатку за допомогою звичайних мов програмування може зайняти дуже багато часу, у той час як з LabVIEW це займе у рази менше, так як пакет спеціально розроблений для програмування різноманітних вимірів, аналізу даних і оформлення результатів. Тому LabVIEW підходить для вирішення різноманітних задач.

Система вимірів, створена в LabVIEW, має велику гнучкість у порівнянні зі стандартним лабораторним пристроєм, так як вона використовує багатогранність можливостей сучасного програмного забезпечення. І саме ви, а не виробник приладу, визначаєте функціональність пристрою, що розроблюєте.

За допомоги LabVIEW можна створити необхідний тип віртуального пристрою при дуже малих витратах у порівнянні зі звичними підходами. А головне, при необхідності ви можна внести в нього всі необхідні зміни за лічені хвилини.

Всі можливості LabVIEW створені для полегшення роботи з програмування поставлених задач. Для цих цілей в LabVIEW є розширена бібліотека функцій і готових до використання підпрограм, котрі реалізують велику кількість типових задач програмування, що в свою чергу позбавляє нас

					BC52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
						37
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

від необхідності рутинної роботи, що притаманна традиційним мовам програмування [33-34].

Завдяки своїй графічній природі LabVIEW ефективно відображає і представляє дані. Отримані вихідні дані можуть бути показані у будь-якій формі, котру забажає користувач.

В основі LabVIEW лежить концепція графічного програмування – послідовне з'єднання функціональних блоків на діаграмі (рис. 3.1). Такий підхід у розробці програмного додатку дозволяє виключити багато синтаксичних деталей, на які багаті текстові мови програмування. Це в свою чергу зменшує можливість виникнення непередбачуваних та безглузвих помилок і додатково розробник може повністю сконцентрувати увагу лише на програмуванні потоку даних, так як спрощений синтаксис тепер не відволікає від аналізу самого алгоритму [35-37].

Окрім цього, в LabVIEW використовується термінологія, рисунки іконок і основні ідеї, що дуже знайомі вченим та інженерам [38]. Що дозволяє освоїти LabVIEW людям, у яких відсутній досвід традиційного програмування.

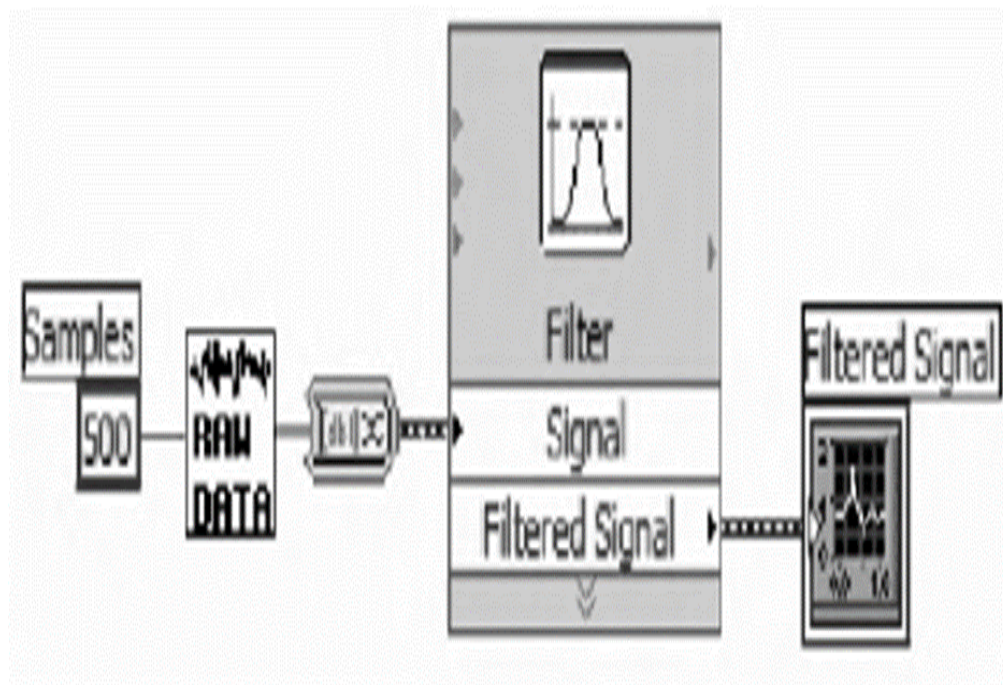


Рисунок 3.1. Приклад коду програмного додатку на LabVIEW

Програми в середовищі LabVIEW називаються Virtual Instrument – віртуальний прилад (ВП), щоб підкреслити те, що програма в першу чергу призначена для керування лабораторними приладами та приборами та має змогу виконувати деякі їх функції [39-40].

Причому, в незалежності від того, чи співвідносяться вид і поведінка програмного додатку з його реальним прототипом, його все рівно називають віртуальним приладом.

Віртуальні прилади, зазвичай, як функціонально так і зовні подібні реальним (традиційним) приладам.

Віртуальний прилад складається з трьох основних частин:

1. Лицева панель (front panel) – представляє собою інтерактивний інтерфейс користувача віртуального приладу і названа так, бо імітує лицеву панель традиційного приладу (рис. 3.2). На ній можуть знаходитись ручки керування, кнопки та інші елементи керування (controls), що є засобами вводу даних зі сторони користувача та елементи відображення (indicators) – вихідні дані з програми.

2. Блок-діаграма (block diagram) – це програмний «код» віртуального приладу, створений на мові графічного програмування LabVIEW. Для того, щоб задати потік даних між конкретними об'єктами, тобто створити зв'язок між ними, треба з'єднати їх провідниками (wires). Об'єкти лицевої панелі на блок-діаграмі представлені в виді терміналів (terminals), через які дані проходять від користувача в програму і навпаки.

3. Віртуальний прилад, що використовується як частина іншого віртуального приладу, називається віртуальним підприладом.

Ми можемо використовувати віртуальні прилад у якості підпрограми (під-приладу) в блок-діаграмі іншого віртуального приладу.

Для цього треба визначити його іконку (icon) та з'єднувальну панель (connector).

					BC52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
						39
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

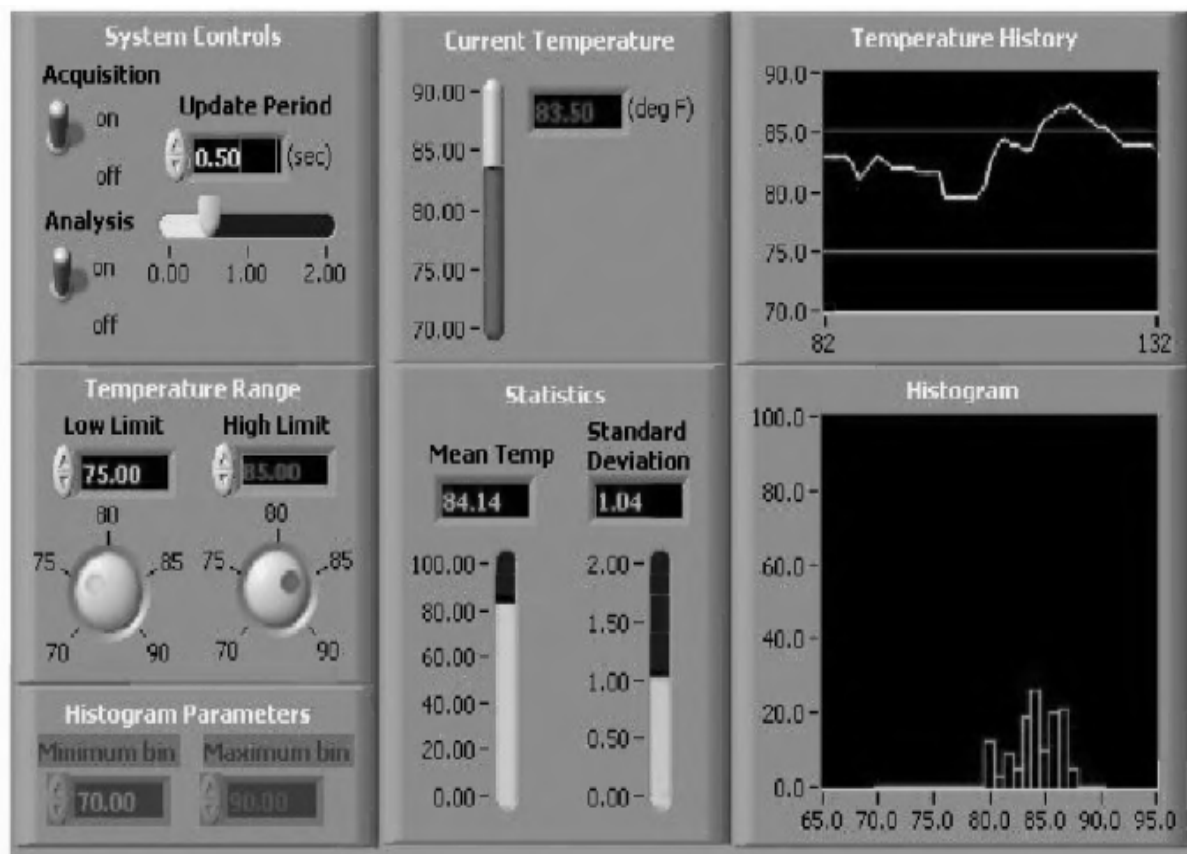


Рисунок 3.2. Приклад інтерфейсу віртуального приладу

Можна використовувати віртуальний прилад як самостійний програмний додаток чи у якості віртуального підприладу [41]. Тому спочатку, необхідно розділити велику прикладну задачу на ряд простіших під задач. Далі треба створити віртуальні прилади для розв'язання кожної з під задач, після чого об'єднати їх на блок-діаграмі приладу більш високого рівня, що буде виконувати поставлено задачу. Така технологія полегшує роботу і крім того, віртуальні підприлади низького рівня, часто виконують задачі, типові для багатьох розробок, тому можуть бути використані в інших окремих проектах.

Тобто, LabVIEW є потужним і гнучким програмним пакетом для отримання, обробки і аналізу даних. Також, його функції полегшують взаємодію з зовнішніми пристроями, що виключає необхідність у написанні спеціальної програми. А його віртуальні прилади дають змогу працювати з різними типами обладнання для збору даних чи обміну інформацією.

Віртуальні прилади – це основа будь-якої сучасної лабораторії.

Віртуальний прилад складається з комп'ютера, спеціального програмного продукту, плати, що виконує ті ж функції, що і традиційний вимірювальний прилад.

Так як LabVIEW, не є текстовою мовою програмування, його код не може виконуватись «рядок за рядком». Принцип, який керує виконанням програми LabVIEW, називається потік даних (dataflow) [42]. Тобто, код вузла виконується тільки тоді, коли дані потрапили на всі його вхідні термінали, по завершенню роботи вузол передає дані на свої вихідні термінали і дані, надходять до наступних терміналів.

Однією з поставлених задач при розробці системи реєстрації та аналізу пульсового ритму, було те, щоб вона була зрозуміла у користуванні, навіть не знайомому з програмуванням користувачу і можливість максимально гнучких налаштувань програми.

Середовище розробки LabVIEW підходить для цих задач краще, ніж будь-яка інша мова програмування.

3.2. Вхідні та вихідні дані

Для того, щоб почати безпосередню роботу з розробленим програмним додатком, перш за все необхідно отримати вхідний сигнал, котрий буде оброблювати розроблена програма.

Вхідний сигнал зчитується з пацієнта за допомоги апаратної частини розробленої системи. Він знімається на подушечці пальця, між її центром і згином пальця.

Після чого вхідний сигнал оброблюється за допомоги програмної частини розробленої системи і на виході користувач отримує вихідні дані, що представляють із себе різні параметри зчитаного сигналу.

3.3. Проектування програмного продукту

3.3.1. Контекстна діаграма IDEF0

На контекстній діаграмі відображено загальну структуру процесів системи (рис. 3.3) [43].

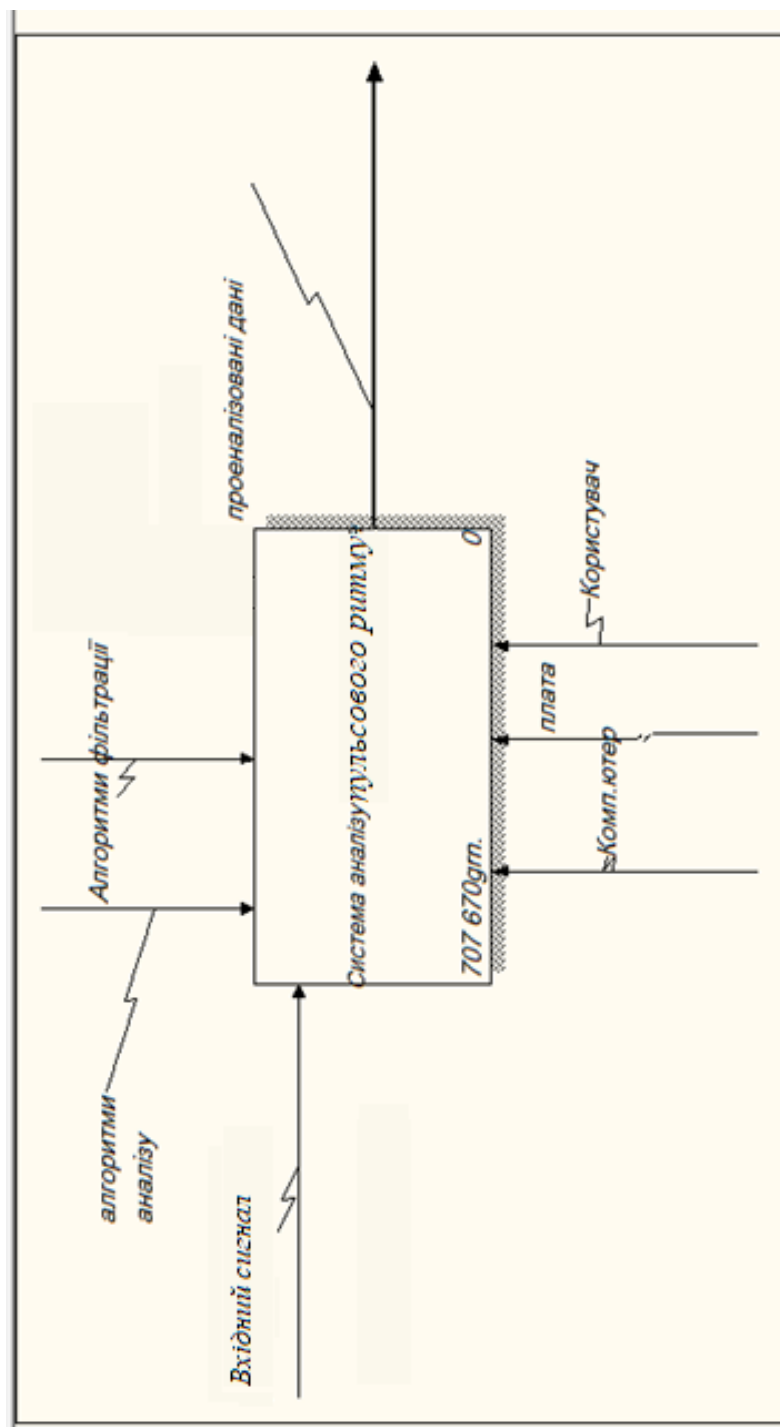


Рисунок 3.3. Контекстна діаграма проекту

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БС52.19.1300.1404с.ПЗ

Лист

42

3.3.2. Діаграма декомпозиції 1-го рівня

Діаграми декомпозиції 1-го рівня дозволяє більш детально розглянути та деталізувати контекстну діаграму, розбивши її на під процеси (рис. 3.4) [44].

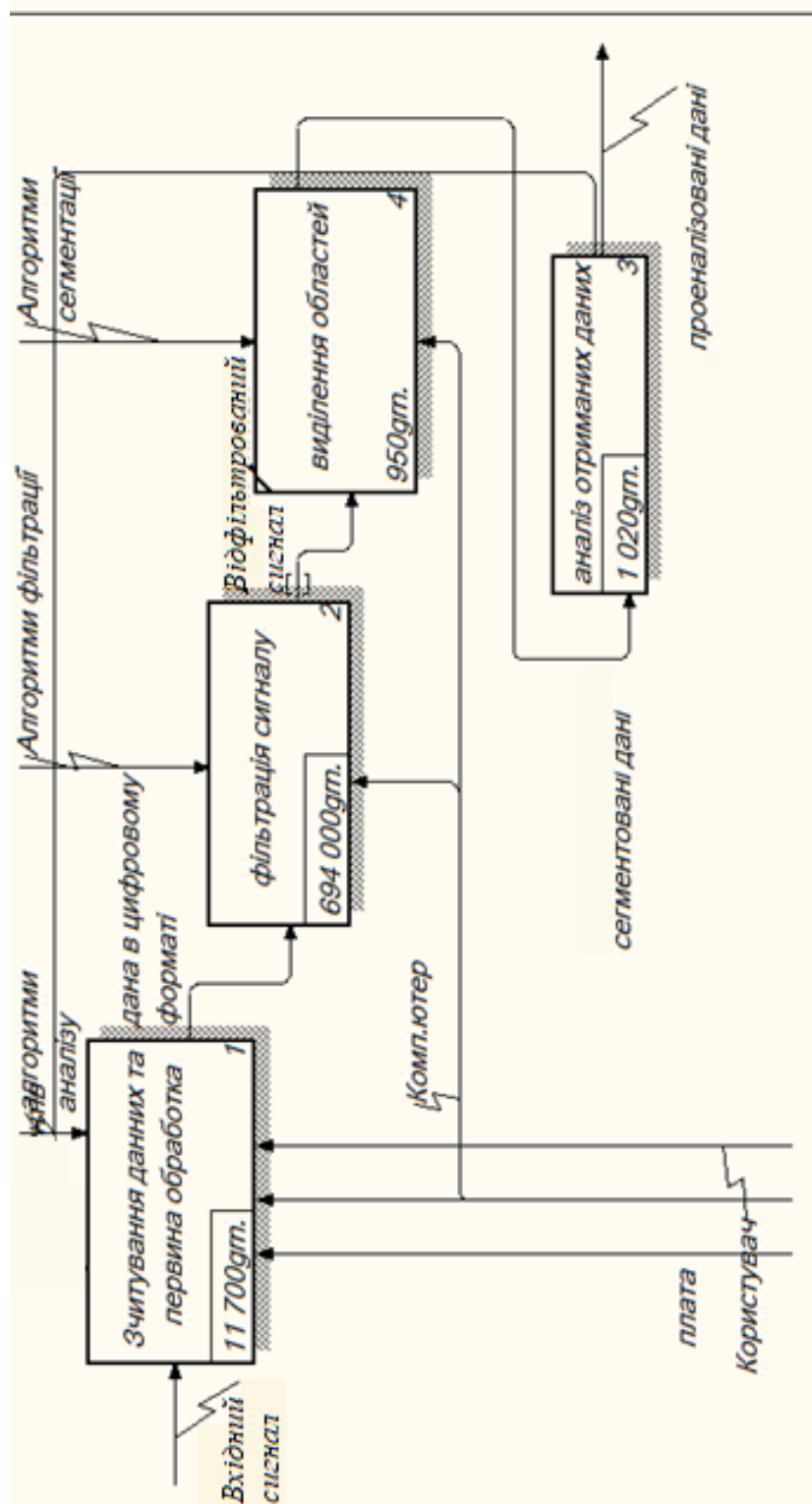


Рисунок 3.4. Діаграма декомпозиції 1-го рівня

3.3.3. Діаграма дерева вузлів

На діаграмі дерева вузлів можна побачити ієрархію процесів розробленої системи (рис. 3.5) [45].

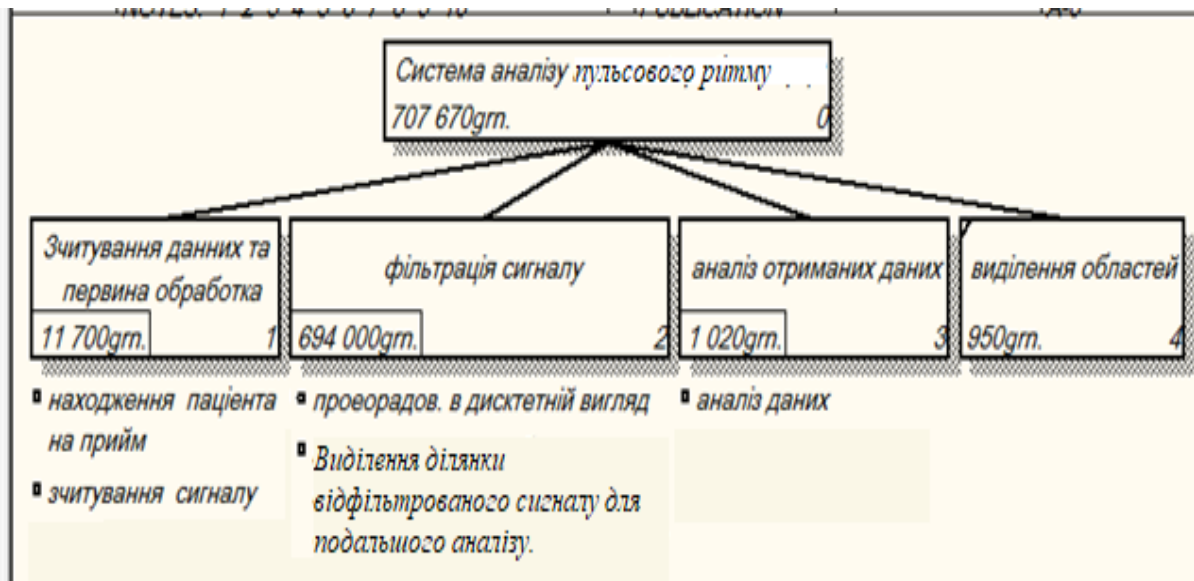


Рисунок 3.5. Діаграма дерева вузлів

3.3.4. Діаграма IDEF 3

На діаграмі IDEF3 на ній зображено причинно-наслідкові зв'язки між процесами, що відбуваються в системі (рис. 3.6) [46].

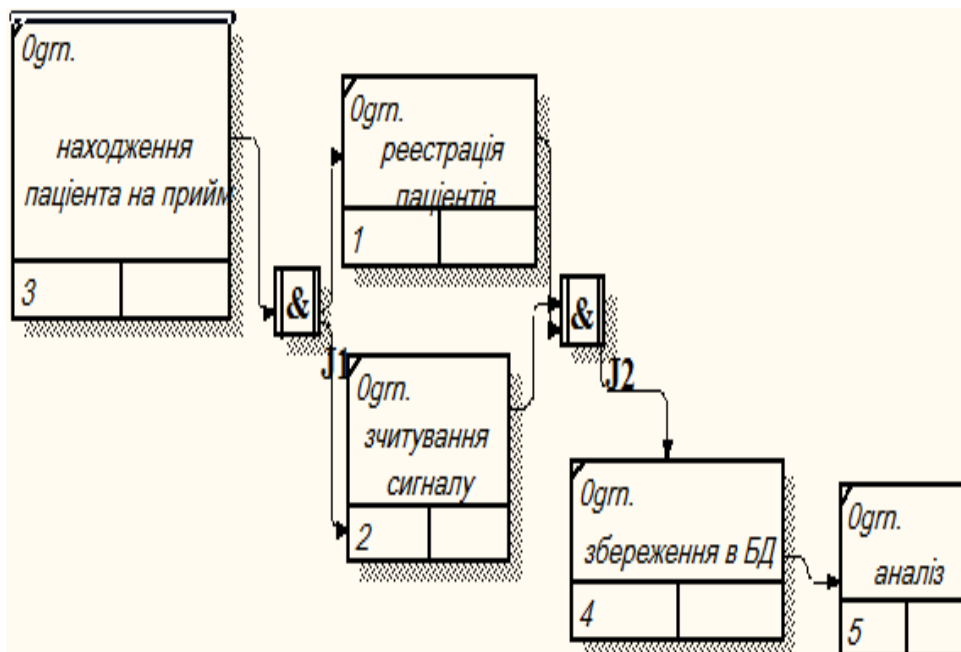


Рисунок 3.6. Діаграма IDEF3

3.3.5. Діаграма діяльності

На діаграмі діяльності зображено процес роботи з програмним додатком (рис. 3.7).



Рисунок 3.7. Діаграма діяльності

Висновки до розділу 3

Програмний додаток реалізовано за допомогою мови програмування LabVIEW.

Наведено спеціальні діаграми, котрі описують процес розробки програмного додатку та його під програм.

Окрім цього, на спеціальній діаграмі показано алгоритм роботи з розробленим програмним забезпеченням.

					БС52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		46

РОЗДІЛ 4

РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОГРАМНОГО ПРОДУКТУ

Розроблений програмний продукт складається з трьох частин:

1. Підпрограма для реєстрації сигналу та його запису у файл.
2. Підпрограма для зчитування отриманого сигналу, аналізу та фільтрації.
3. Підпрограма, спеціально розроблена для аналізу варіабельності пульсового ритму за умови контрольованого дихання.

4.1. Підпрограма реєстрації сигналу

Підпрограма слугує додатком до основного програмного продукту і виконує функції запису сигналу, що надходить з апаратної частини системи (рис. 4.1). Перед початком роботи необхідно обрати ім'я файла, в який буде записано сигнал, місце куди його буде записано, а також можна гнучко налаштувати параметри запису (обрати якість сигналу).

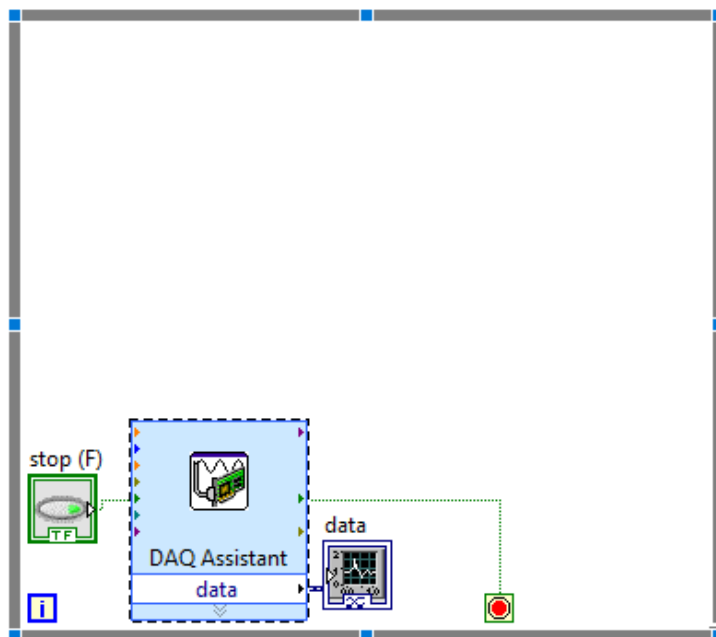


Рисунок 4.1. Блок діаграма підпрограми для реєстрації сигналу

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

BC52.19.1300.1404с.ПЗ

Інтерфейс даного додатку складається лише з двох компонентів (рис. 4.2):

1. Перемикач, для ввімкнення/вимкнення. Який має відповідні індикатори зеленого та червоного кольору.

2. Вікно виводу. В ньому в онлайн-режимі можна переглянути сигнал, який конкретно у цей момент знімають. За допомогою цього вікна можна легко орієнтуватись та перевіряти правильність сигналу, що записується у файл.

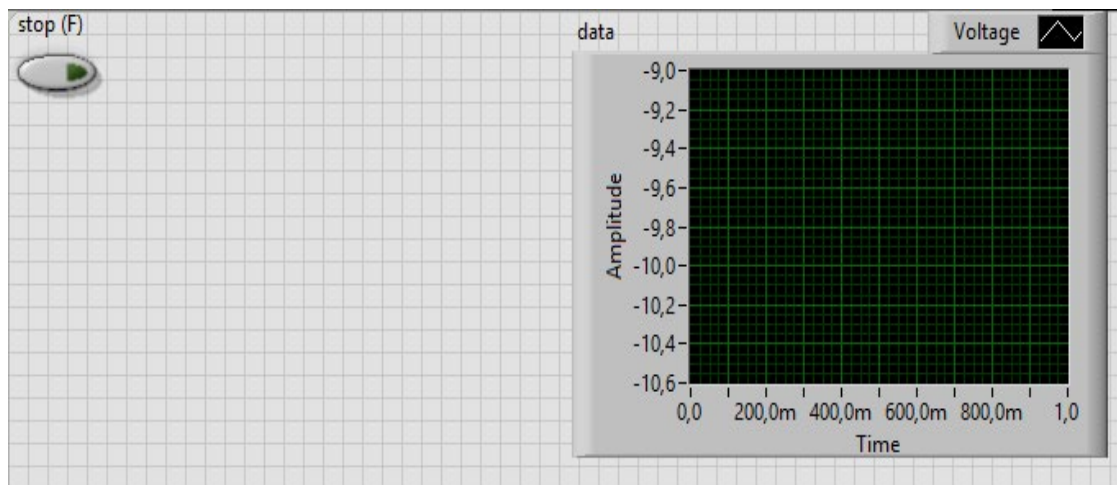


Рисунок 4.2. Інтерфейс підпрограми для реєстрації сигналу

4.2. Підпрограма синхронізації дихання

Підпрограма для синхронізації дихання була розроблена спеціально для розширення діагностичних можливостей системи.

Програма налаштована для синхронізації дихання з періодичністю у п'ять секунд на вдих та п'ять секунд на видих, але тривалість можна змінювати без особливих труднощів в залежності від необхідних для конкретного дослідження умов.

Після запуску програмного додатку на екрані починається періодична зміна написів (вдихання/видихання) з періодом, який було вказано перед початком роботи (рис. 4.3).

Також, можна змінити кольори написів, котрі бачить пацієнт під час проведення дослідження.

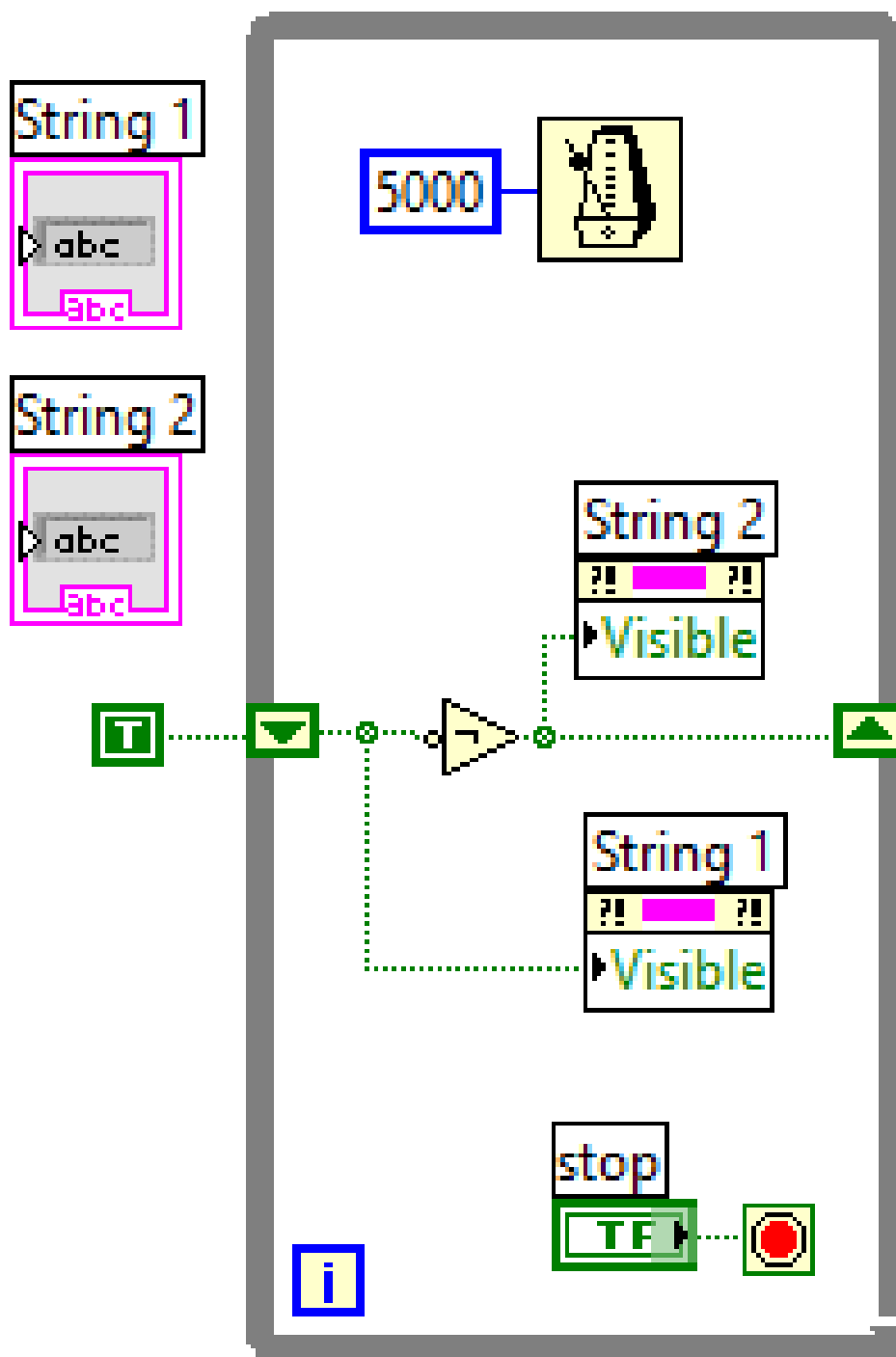


Рисунок 4.3. Блок діаграма підпрограми для синхронізації дихання

Інтерфейс даної підпрограми, як і у минулої виконаний максимально мінімалістично (рис. 4.4).

Він складається з кнопки запуску/зупинення програми та напису на екрані видихання і вдихання, які з'являються по черзі, в залежності від того, що повинна робити людина, з якої знімають сигнал.

Спеціально для зручності кожному із слів, що по черзі бачить людина було призначені різні кольори для полегшення орієнтування. Так видихання написано на блакитному фоні, а вдихання на зеленому.

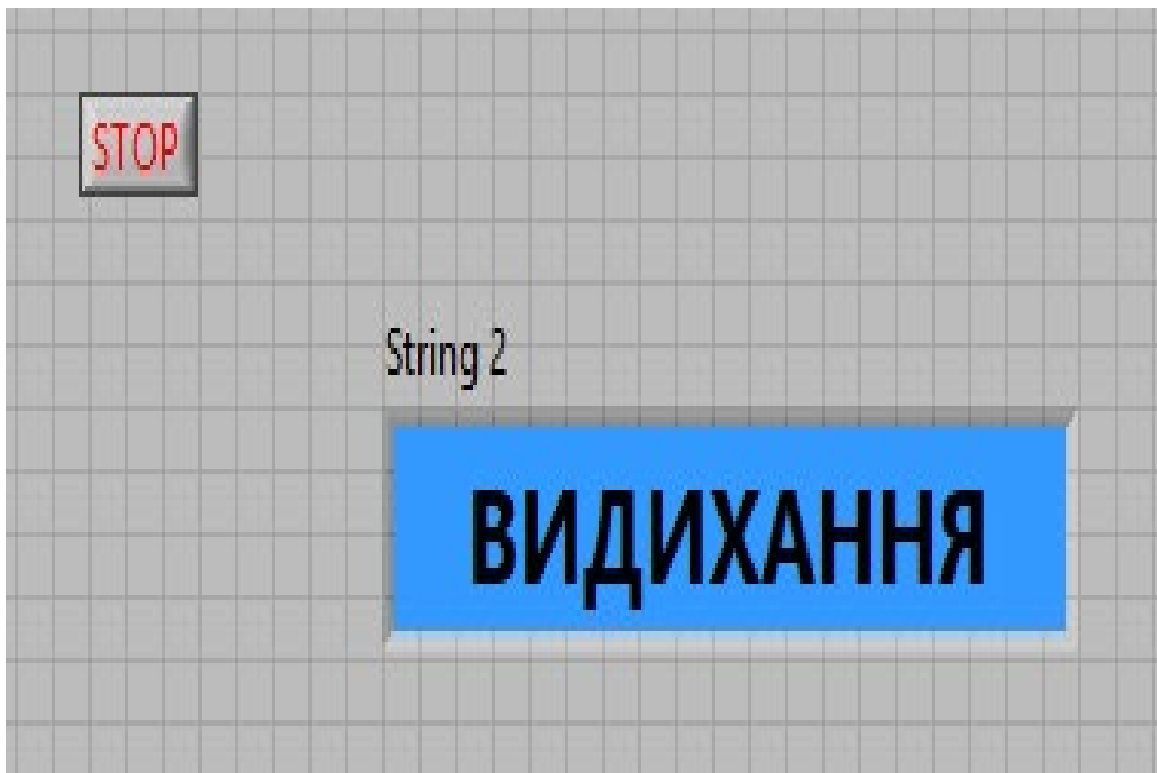


Рисунок 4.4. Інтерфейс підпрограми для контрольного дихання

4.3. Підпрограма аналізу сигналу

Дана підпрограма є основною частиною розробленого програмного додатку і містить в собі всі функції для аналізу вхідного сигналу (рис. 4.5).

Вона складається з чотирьох головних складових:

- 1) Вікна виводу вхідного сигналу.
- 2) Вікно виводу відфільтрованого сигналу.
- 3) Вікно виводу фрагменту відфільтрованого сигналу.

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БС52.19.1300.1404с.ПЗ

Лист
50

4) Вікно виводу інтервалограми.

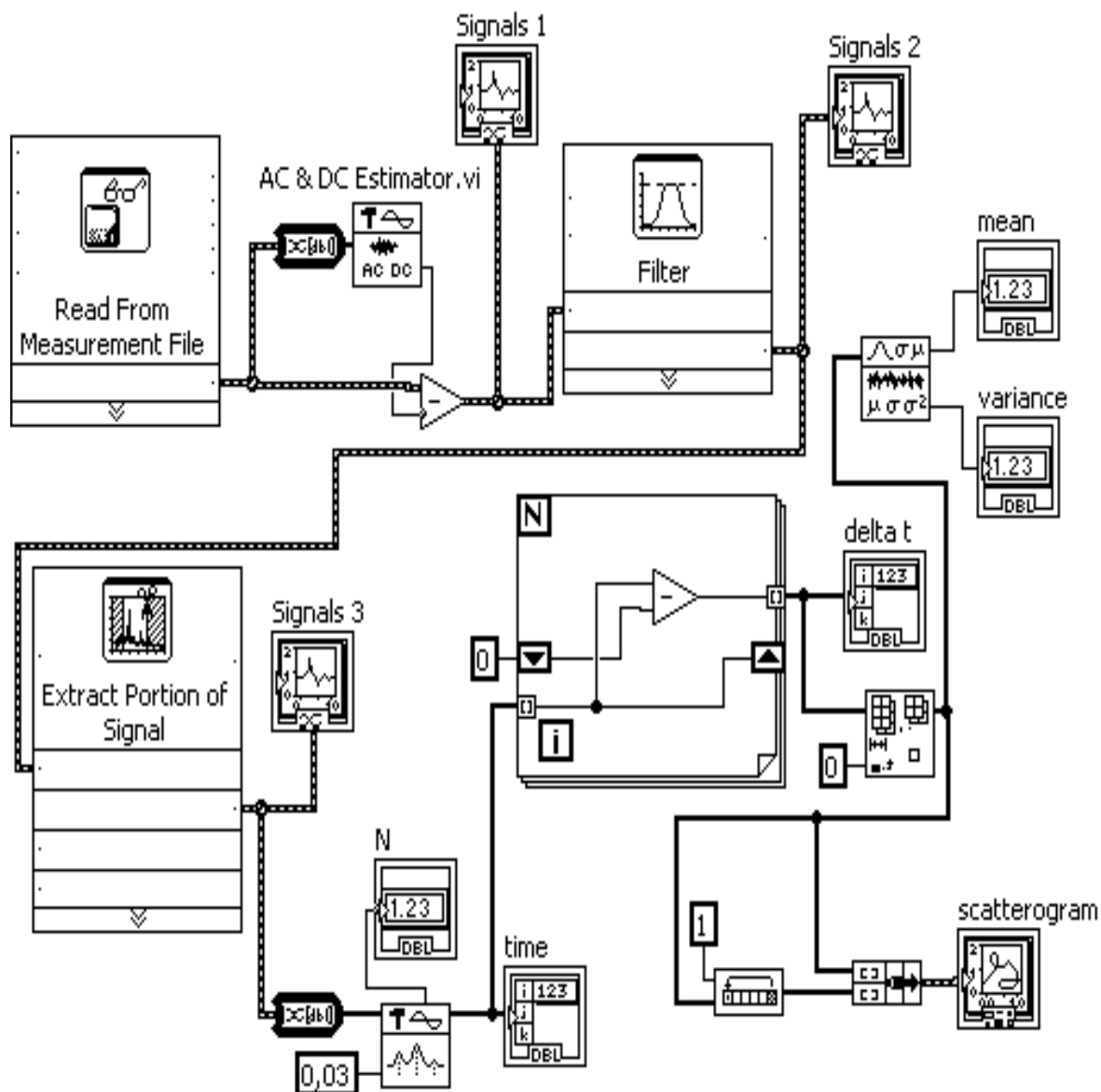


Рисунок 4.5. Блок-діаграма системи аналізу пульсового ритму

Додаток працює за наступним алгоритмом: спочатку користувач програмним додатком має у спеціальному вікні обрати сигнал, який перед цим було зафіксовано датчиком Pulse Sensor.

Після чого, програма зчитує дані сигналу та будує його у відповідному вікні. Користувач має змогу приблизити і більш детально розглянути ділянку на графіку, що його цікавить (рис. 4.6).

По осі абсцис відкладаються проміжки часу, а по ординаті – амплітуда.

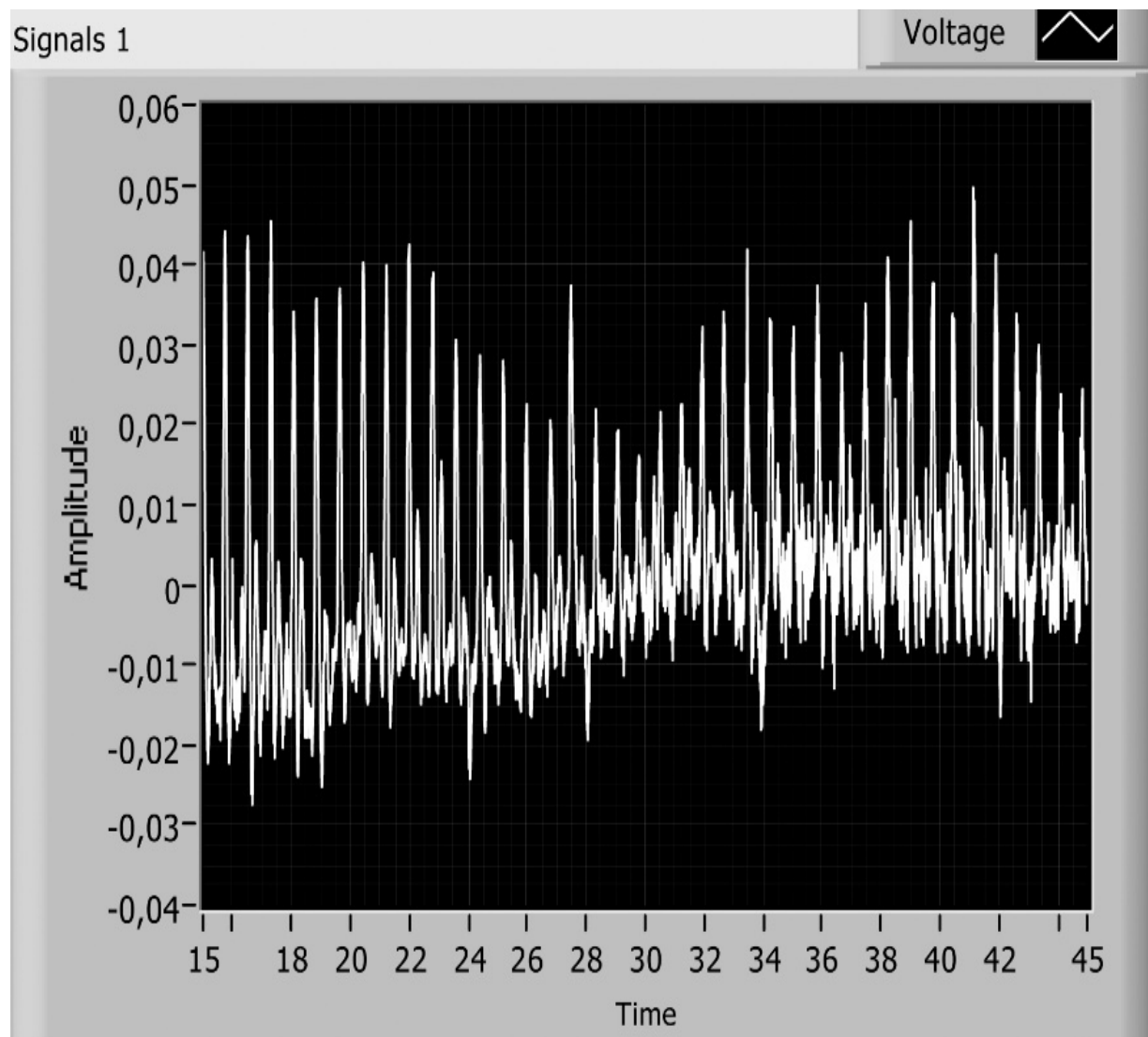


Рисунок 4.6. Вхідний сигнал пульсового ритму

Після чого відбувається крок фільтрації. Так як зняти ідеальний сигнал з пацієнта просто не можливо, а подальша робота з не відфільтрованим сигналом є малоефективна.

З сигналу вираховується постійна складова, потім він надходить на ланцюг фільтрів, що можуть гнучко налаштовуватись для ефективного подолання шумів та перешкод та виводить вже відфільтрований сигнал у нове вікно (рис. 4.7).

Користувач може виконувати ті ж самі дії з відфільтрованим графіком, що і з минулим.

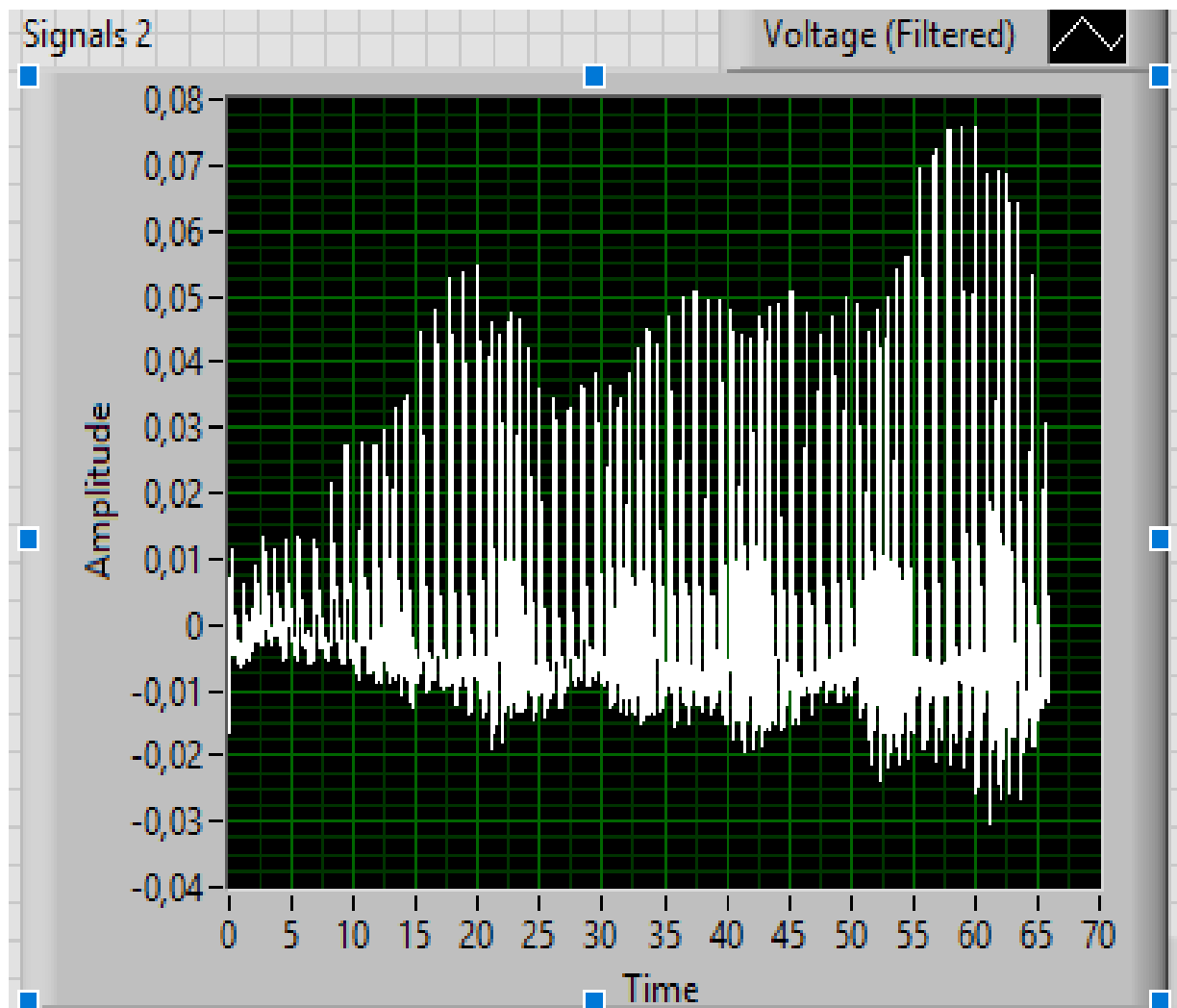


Рисунок 4.7. Відфільтрований сигнал

Після чого, у спеціальному вікні для налаштування, користувач може виділити з відфільтрованого сигналу область, в межах якої програмний додаток буде проводити подальший аналіз сигналу (рис. 4.8).

Спеціальна підпрограма Peak Detector знаходить всі піки сигналу, що перевищує заданий поріг, визначає їх часові координати і записує їх у вихідний масив. Далі використовуючи цикл зі зсувними регістрами масив часових відліків перетворюється в масив послідовних часових інтервалів (додаток А).

Наступна процедура на його базі реалізує побудову нового масиву шляхом зсуву елементів на один інтервал. Після чого обидва цих масиви

виступають у якості координат абсцис і ординат точок на графіку інтервалограми. Додатково програмою Std Deviation and Variance вираховується середнє значення інтервалів пульсового ритму і дисперсія у відповідній вибірці.

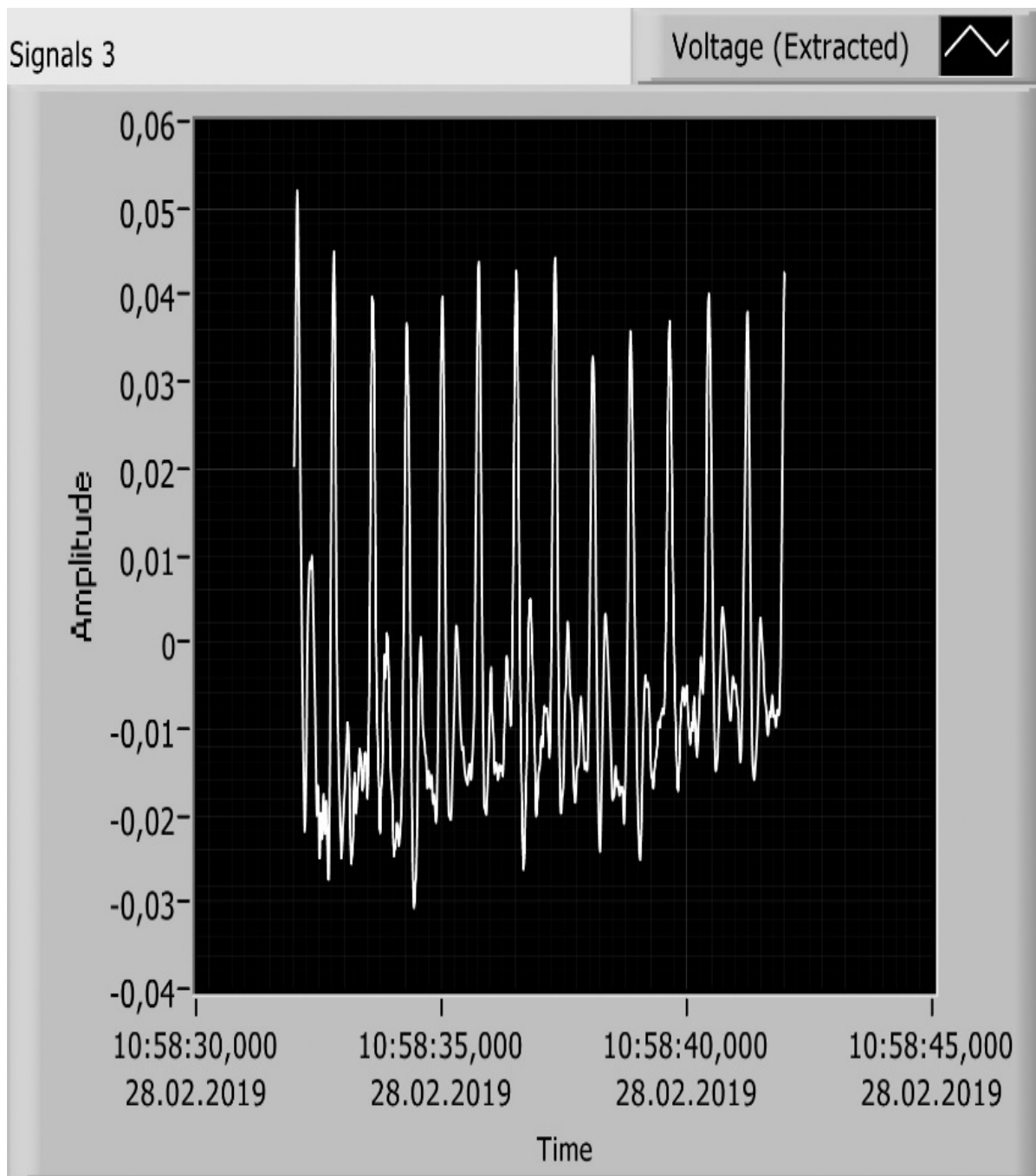


Рисунок 4.8. Досліджувана вибірка сигналу пульсового ритму

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

BC52.19.1300.1404с.ПЗ

Лист
54

Інтерфейс розроблений спеціально так, щоб мати змогу відслідкувати результати програми на кожному з кроків з можливістю порівняти їх (рис. 4.9).

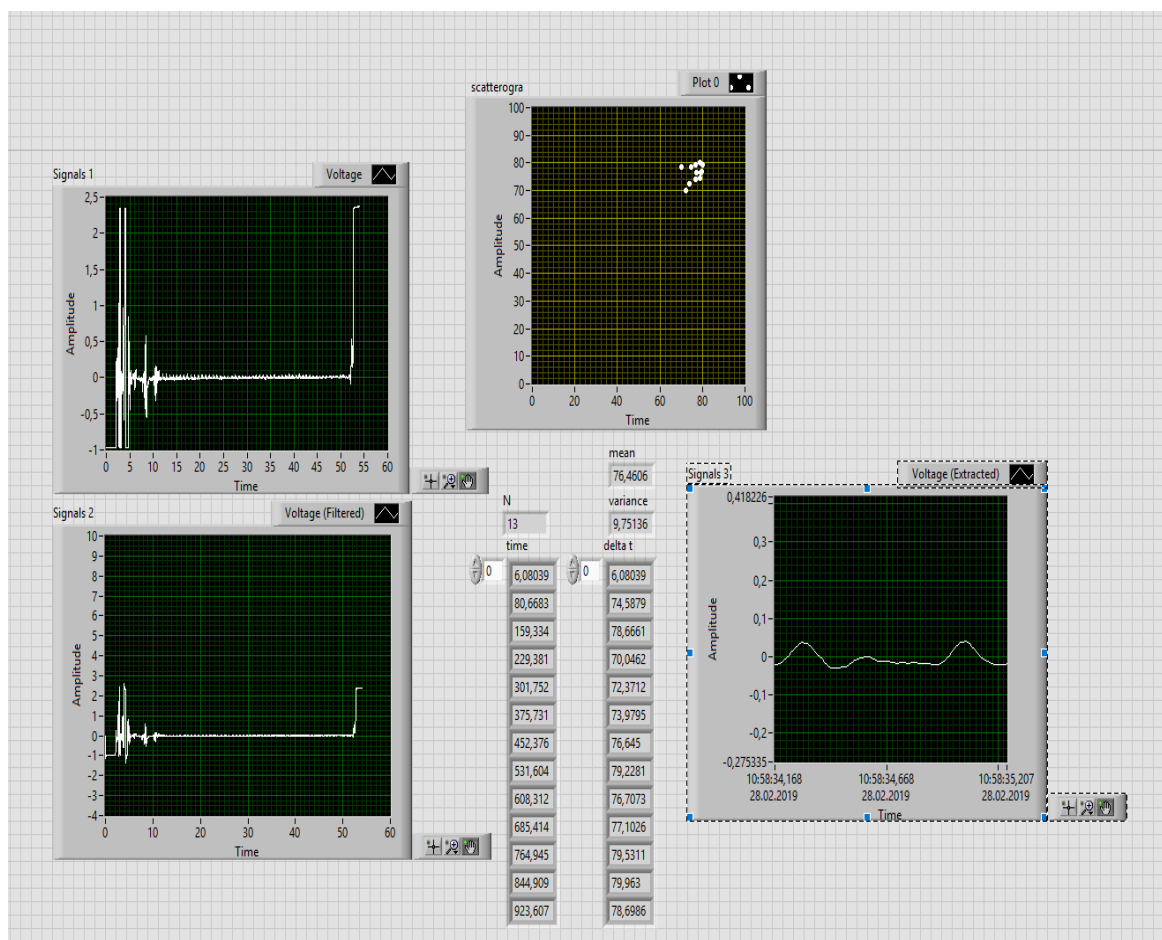


Рисунок 4.9. Інтерфейс програмного додатку

Окремо наведено два масиви та значення, що вони містять, на основі яких будується інтервалограма.

4.4. Результати

Під час виконання роботи було проведено дослідження. За допомогою апаратної частини розробленої системи, було знято реальний сигнал з пацієнта (рис. 4.10).

Зняття сигналу проводились у максимально наближених до ідеальних умовах. Людина знаходилась у стані спокою.

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БС52.19.1300.1404с.ПЗ

Лист

55

Після чого отриманий сигнал було оброблено за допомогою програмного додатку.

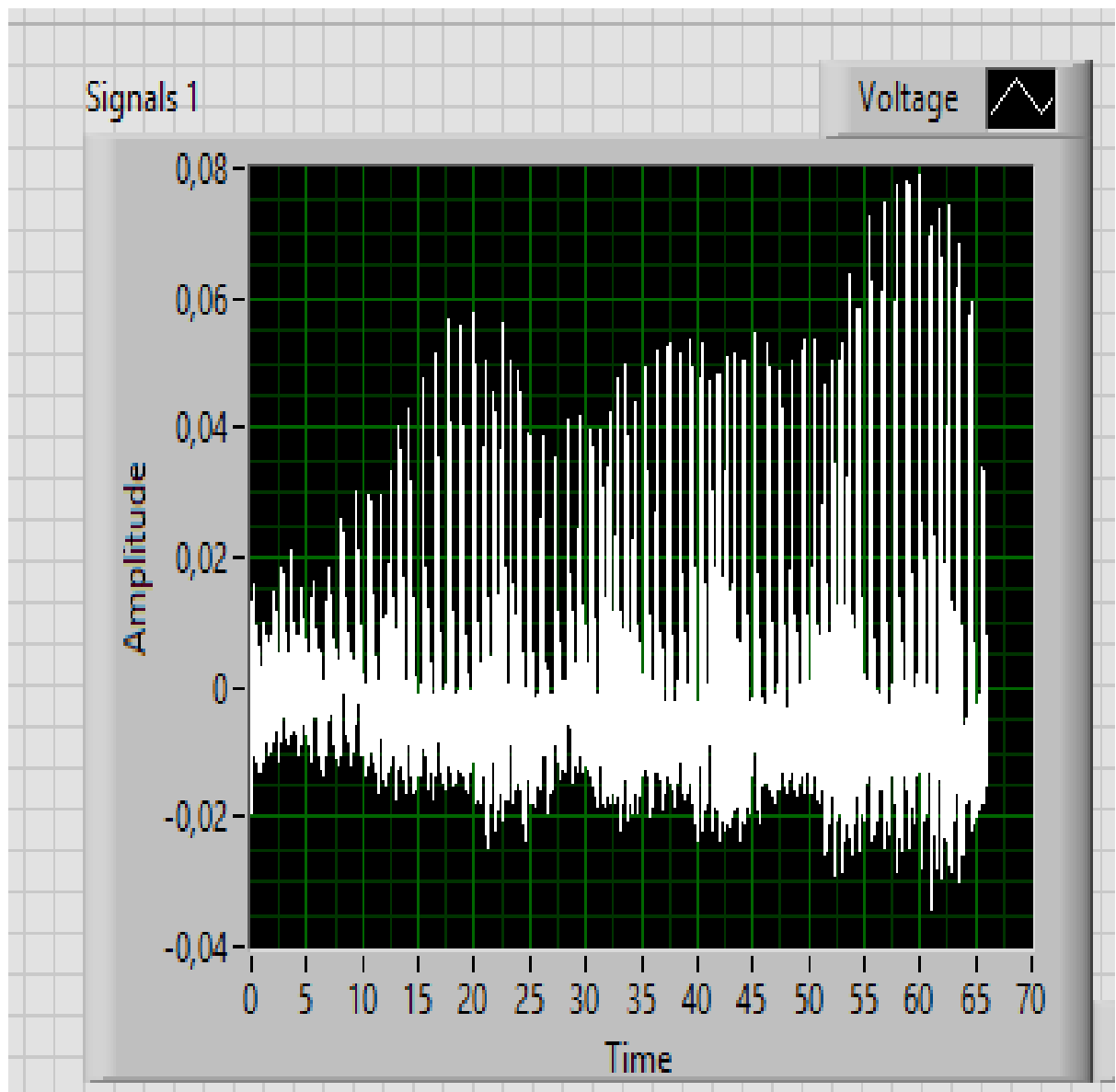


Рисунок 4.10. Вхідний сигнал пульсового ритму пацієнта у стані спокою

Як можна побачити, отриманий вхідний сигнал є дуже зашумленим і адекватно проаналізувати його і виявити якісь залежності неможливо.

Тому для подальшого дослідження вхідний сигнал необхідно було відфільтрувати (рис. 4.11).

Та вже з відфільтрованого сигналу було обрано невелику вибірку для того, щоб мати змогу перейти до останнього етапу роботи програми.

Для більш об'єктивного відображення інформації на інтервалограмі, для її побудови необхідно взяти як найбільш довгий сигнал у часі.

Через це візуально не досить зрозуміло якість відфільтрованого сигналу, але якщо виділити невелику ділянку та масштабувати її, можна чітко побачити як вхідний сигнал набув форми хвилі, якою і повинен бути сигнал отриманий з фотоплетизмографа.

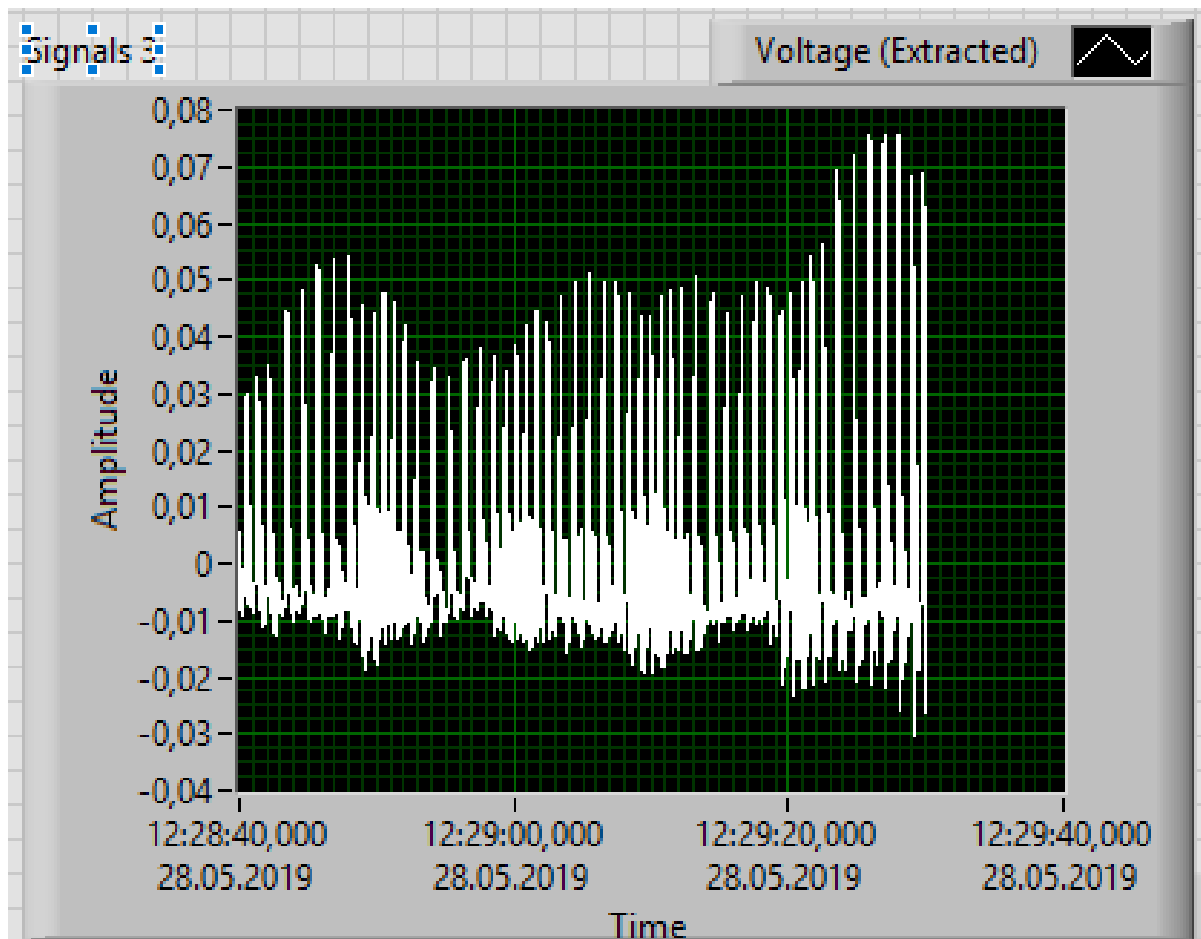


Рисунок 4.11. Фрагмент відфільтрованого сигналу

Відфільтрований фрагмент має невеличкі шуми, але вже в порівнянні з вхідним сигналом можна розлічити на графіку анакротичний та дикротичні зубці.

На похибку в результатах можуть впливати численні фактори, як технічного так і людського характеру. Навіть не зважаючи на те, що виміри були проведені в максимально ідеальних для цього умовах, але повністю

виключити вплив сторонніх факторів для зменшення кількості шумів неможливо.

У спеціальному вікні для вибору фрагменту відфільтрованого сигналу, було обрізано початкові фрагменти сигналу, що не несли у собі ніякої корисної інформації (4.12).

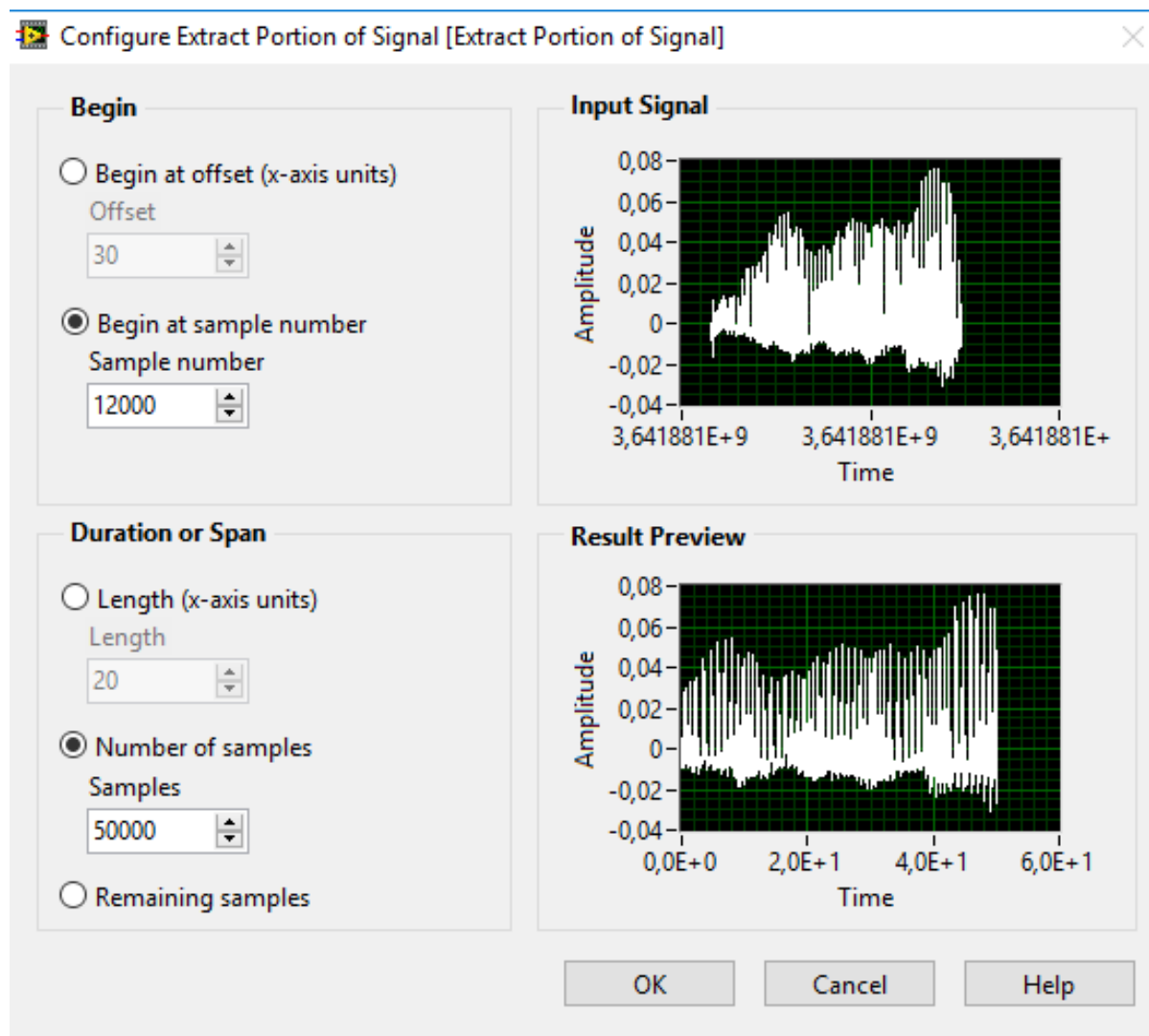


Рисунок 4.12. Вікно вибору проміжків

На інтервалограмі можна побачити графічну картину залежності між черговими інтервалами кардіограми (а в нашому випадку фотоплетизмограми)

На представленій інтервалограмі, видно, що графік представляє з себе накопичення точок у виді еліпса, хоча на ньому і присутні незначні викиди,

але загальна тенденція прослідковується. Точки розподілені уздовж бісектриси (4.13).

А викиди вказуються на незначні відхилення в варіабельності пульсового ритму.

Саме такої форми і має набувати графік при нормальних показниках.

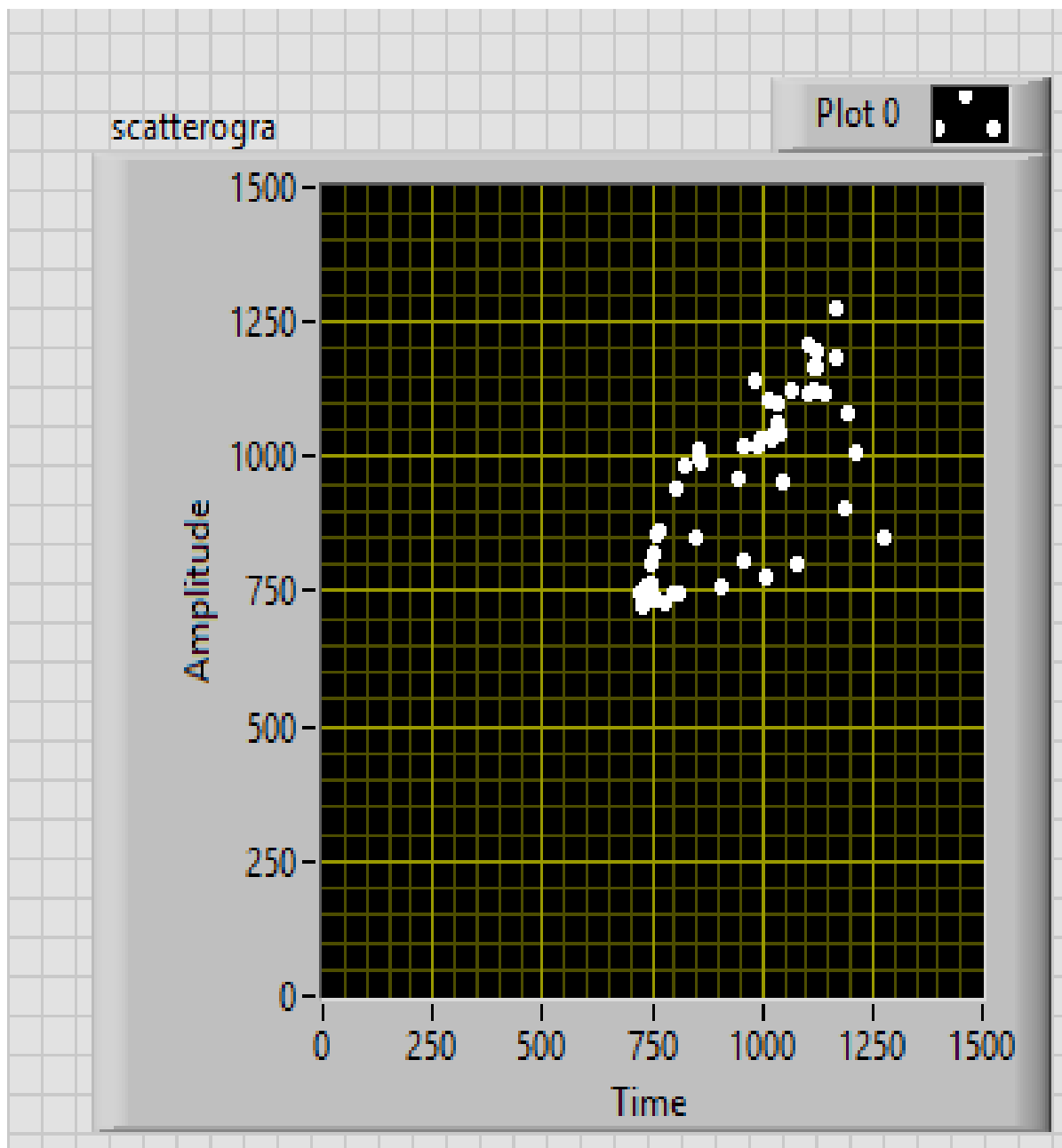


Рисунок 4.13. Інтервалограма

Після цього, пацієнт виконав присідання протягом тридцяти хвилин.

Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

BC52.19.1300.1404с.ПЗ

Одразу ж по завершенню було знято ще один сигнал та проаналізовано за допомогою програмного продукту.

Як можна побачити, вигляд вхідного сигналу змінився, хоча на перший погляд графік і виглядає так само (рис. 4.14).

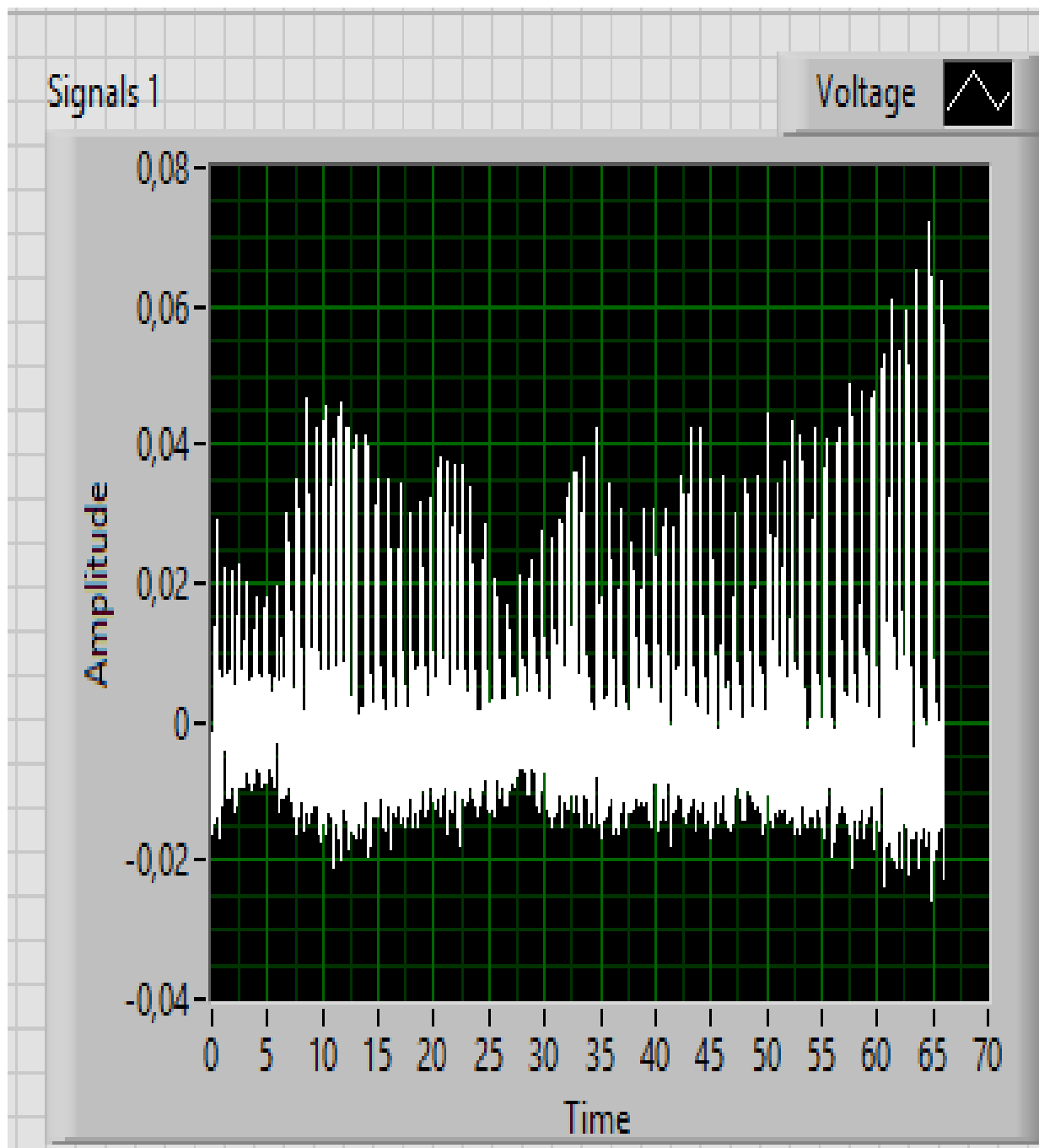


Рисунок 4.14. Фотоплетизмограма після навантаження

Ті ж самі ледь помітні зміни відбулись і з інтервалограмою (рис. 4.15).

Деякі з точок, знаходяться у інших місцях. Але в цілому прослідковується така само еліпсоподібна хмара.

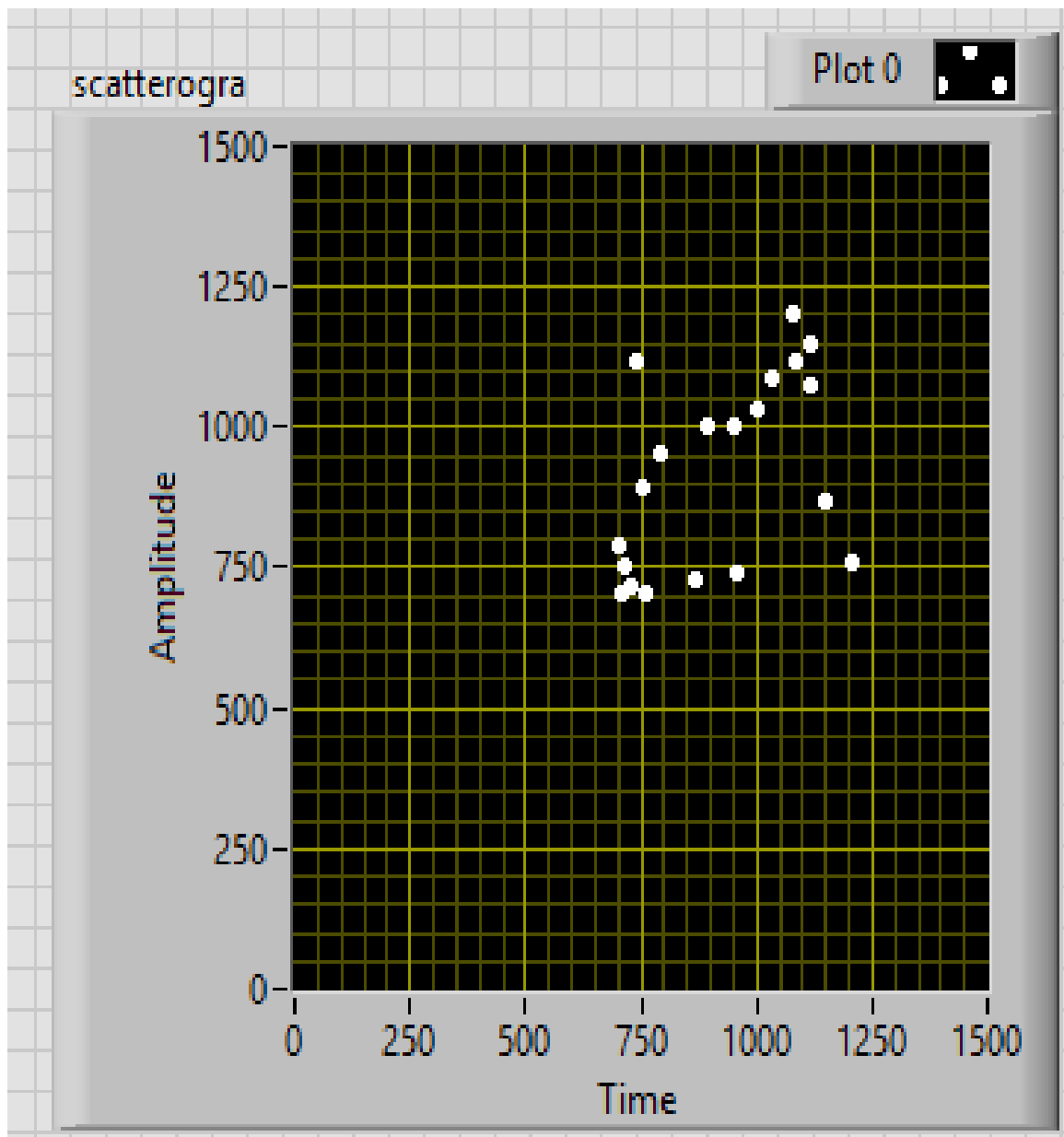


Рисунок 4.15. Інтервалограма післянавантаження

Однак, провести більш глибоке дослідження не вдалося, так як не було людини, що мала б проблеми з серцево-судинною системою.

Висновки до розділу 4

Розроблено програмний продукт, що складається з трьох підпрограм.

1. Підпрограма реєстрації сигналу та запису у файл.
2. Підпрограма контрольного дихання.
3. Підпрограма аналізу.

Було зчитано реальний сигнал з пацієнта та оброблено його за допомоги функціоналу розробленого програмного додатку.

Було отримано графіки вхідного сигналу, відфільтрованого та графік інтервалограми на основі зчитаного сигналу, пацієнт знаходився у стані спокою та після навантаження.

					BC52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
						62
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 5

ОХОРОНА ПРАЦІ

Вступ

В даному розділі дипломної роботи було розглянуто потенційно небезпечні і шкідливі фактори, що створюються технологічними процесами під час виготовлення приладу для реєстрації та обробки серцевих ритмів та заходи їх усунення.

Так як в даному приміщенні роботу проводять двоє студентів і обидва розглядають виготовлення приладу, тому в даній роботі будуть розглянуті фізичні небезпеки при виготовленні приладу для реєстрації та аналізу пульсового ритму.

5.1. Загальна характеристика приміщення

Параметри кабінету та перелік предметів зазначено в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1

Параметри приміщення

№ п/п	Найменування	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунок
Приміщення				
1	Параметри приміщення	5000x4000x2500, $S=20 \text{ м}^2$, $V=50 \text{ м}^3$	-	-
2	Природне освітлення	Вікна поворотне відкидне REHAU 1200*2000 мм	2	-
3	Двері	Залізні Fusion F-2 1090x2100 мм	1	-
4	Кількість працюючих	Інженер конструктор, лаборант	2	-
Обладнання і оснащення				
5	Робочий стіл Loft	Дерев'яний, 1600x900x700	2	1

Продовження таблиці 5.1

№ п/п	Найменування	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунок
6	Робочий стілець Loft design AB-55	Дерев'яний, 700x700x1200 мм	2	2
7	Ноутбук Asus-Gt785	Корпус: пластиковий Токи – 3,2 А	2	3
8	Кондиціонер Prima Plus CH-S09XN7	Холодо/Теплопроизв.: 1,76/1,85 кВт. 1100x300x232 мм.	1	4
9	Паяльна станція lukey 852d+	розміри 250 x 200 x 150 мм; потужність паяльник 50 Вт, фен 250 Вт; напруга 220В, 50 Гц;	1	5
10	Плата NI ELVIS II	Розміри 550x734x1200 мм; Потужність 1,2 МГц; напруга – 220В;	2	6
11	Шафа ORUL-85	Дерев'яна, 1500 x 510 x 2000 мм	1	7
12	Датчик Pulse Sensor	Напруга: 5В; Діаметр 16 мм ; Довжина проводу 180 мм; Товщина 3 мм;	2	8
13	Штучне освітлення	Світильник Feron 8060, діаметр 16 Люмінесцентні, тип ПРА	4	9
14	Вогнегасник	170×650x150 Порошковий	1	10
15	Автоматичний ПС	Тепловий ИТМ	1	11
16	Слюсарний станок TROLU 8564a	1070*600*1200, електричний, напруга – 220В	1	12
17	Витяжка ELECTROLUX EFT	600*200*100, сила -530 куб.м/ч	1	13
18	Стелаж для інструментів	2080*500*2000	1	14

На рис. 5.1 зображено план приміщення, де проводиться виготовлення приладу.

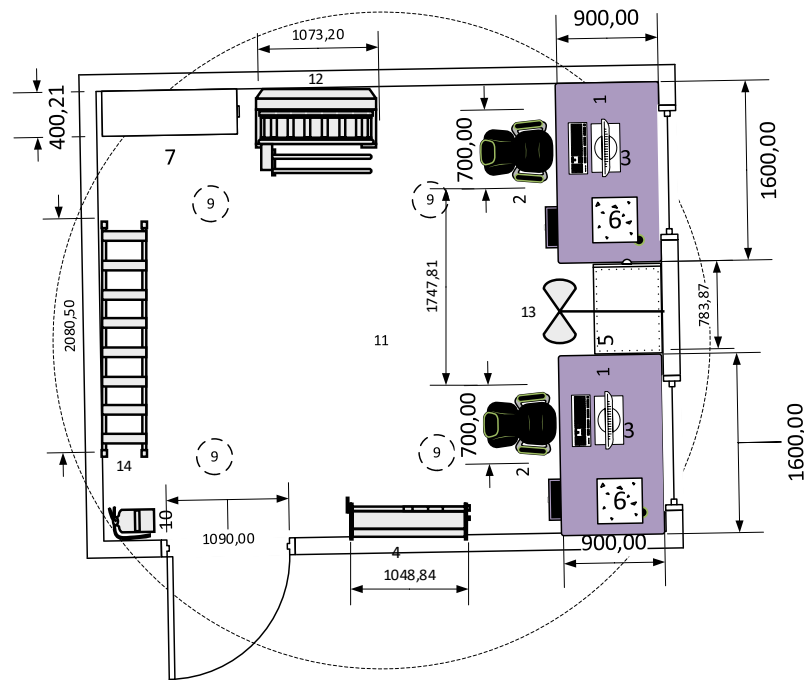


Рисунок 5.1. Схема кабінету

Порівняємо отримані дані з нормативними значеннями, наведеними у табл. 5.2.

Таблиця 5.2

Порівняння фактичних та нормативних характеристик

№	Параметр приміщення	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Площа на 1 працюючого	8,3	6 м ²
2.	Об'єм на 1 працюючого	23,5	20 м ³
3.	Мінімальна ширина проходу	1,7	1,5 м
4.	Ширина дверного проходу	1 м	1 м

Заходів нормалізації не потрібно. За НАПБ Б.03.002-2007 обсяг приміщення на одну людину більший нормативного значення [47].

5.2. Оцінка фізичних небезпек і шкідливих виробничих факторів

У кабінеті є ряд шкідливих та небезпечних факторів, які зазначені в таблиці 5.3.

Таблиця 5.3

Основні небезпечні та шкідливі фактори

№ п/п	Фізичні
1	Нагріті поверхні
2	Електронебезпека
3	Пожежа

5.3. Нагріті поверхні

В таблиці 5.4 зазначено джерела впливу.

Таблиця 5.4

Джерела впливу

№	Найменування обладнання	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Слюсарний станок TROLU 8564a	Швидко обертаючі деталі станка	Доступ до незакритих обертаючих поверхонь	опіки персоналу
2.	Паяльна станція lukey 852d+	поверхня жала паяльника, нагріте повітря фену.	доступ к нагрітим поверхням (людський і технологічний фактор)	опіки персоналу

Порівняння реальних значень з нормативним значенням зазначено в таблиці 5.5.

Таблиця 5.5

Джерела впливу на мікроклімат в приміщенні

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1	температура тигля	800 °C	44 °C - опік
2.	температура нагрівального елемента	1300 °C	44 °C - опік

Продовження таблиці 5.5

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
3.	температура жала паяльника	830 °С	44 °С – опік
4	Нагріта фреза	520 °С	44 °С – опік

Визначено ряд заходів для нормалізації роботи в приміщенні, які наведені в таблиці 5.6.

Таблиця 5.6

Заходи для нормалізації показників мікроклімату

№	Заходи		Реалізація
1	Технічні	В техніці	- ручка паяльника з теплоізоляційного матеріалу - обмеження температуру нагріву - індикація включення установок - закрити доступ до рухомих частин слюсарного станка
		У приміщенні	- додаткові установки для охолодження техніки
2	Організаційні		Інструктажі з ТБ
3	ЗІЗ		Спеціалізований одяг, який не проводить тепло.

Характер роботи в приміщенні – постійний. Основні характеристики мікроклімату приміщення відповідають становленню нормам за санітарно-гігієнічним нормуванням ДСН 3.3.6.042-99 [48].

5.4. Електробезпека

Інформація щодо джерел ураження струмом наведені у таблиці 5.7.

Таблиця 5.7

Джерела ураження електричним струмом

№	Найменування обладнання	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Кабелі чи вузли	Неізольовані дроти під напругою	Несправність	Ураження працівника струмом, як внаслідок пошкодження шкірного покриву.
2.	Вся електрична техніка	Елементи під напругою	Вивід з ладу елементів під напругою, коротке замикання	Опіки, механічні ушкодження працівника отримання інших електротравм, що можуть стати летальними.

Характеристики використовуваної електротехніки надані в таблиці 5.8.

Таблиця 5.8

Характеристика електробезпеки

Показник	Робочі умови застосування	Характеристика
ПК	Мережа змінного струму напруги 220±20 В	250 В
Медичне обладнання	частоти 50 Гц, граничне відхилення частоти	220 В змінного струму ±10 %, 50 Гц;
Кондиціонер	живильної мережі ±0,5 Гц	220 В змінного струму ±10 %, 50 Гц;
Станки		220 В змінного струму ±10 %, 50 Гц;

Для забезпечення безпеки, необхідно дотримуватися заходів, які наведені в таблиці 5.9.

Таблиця 5.9

Засоби захисту від електротравм

№	Вид захисту	Засоби подолання небезпеки
1	Технічні	Прихована та ізольована проводка Попереджувальна сигналізація Техніка ввімкнена в мережу через заземлені фільтри.
2	Організаційні	Перевірка електричних приладів за допомогою мегомметра. Правила ТБ з електробезпеки Дотримання вологості повітря не більше 75%
3	ЗІЗ	Робота з платами проводиться в спеціальних струм непроникних рукавицях

За ступенем небезпеки ураженням електричним струмом дане приміщення відноситься до приміщень без підвищеної небезпеки відповідно до ОНТП24-86 та ПУЕ-87 [49-50].

5.5. Пожежна безпека

В приміщенні наявні тверді і волокнисті речовини та електроприлади. Джерело пожежної небезпеки зазначені в таблиці 5.10. Можна виділити п'ять головних джерел:

1. Несправності розеток та проводки.
2. Паяльна станція
3. Станки та медичне обладнання під напругою.
4. Недотримання заходів пожежної безпеки.
5. Матеріали і речовини, схильні до займання.

Таблиця 5.10

Джерела небезпеки

№	Джерело небезпеки	Небезпечний фактор	Наслідок
1	Несправності електропроводки, розеток	Коротке замикання або пробій ізоляції	Виникнення пожежі, яка спричинить травматизм працівників, негативний вплив ЦНС, серцево-судинній, дихальній системам, можливі летальні випадки. Також знищення цінного устаткування, матеріалів
2	Ввімкнена паяльна станція без нагляду	Виникнення пожежі чи вибуху	
3	Недотримання заходів пожежної безпеки	Загоряння матеріалів, устаткування	
4	Матеріали і речовини, що схильні до займання	Загоряння матеріалів	
5	Станки та медичне обладнання під напругою	Загоряння матеріалів	

В таблиці 5.11 наведено характеристику пожежної небезпеки

Таблиця 5.11

Характеристика приміщення

Класи та підкласи можливих пожеж	клас А (А1 та А2)	Горіння твердих речовин, що супроводжується та не супроводжуються тлінням
	клас Е	Горіння електроустановок під напругою
Категорія пожежної небезпеки приміщення	категорія В, зона класу П-Па	Простір у приміщенні, у якому знаходяться тверді горючі речовини та матеріали.

В таблиці 5.12 наведено заходи для запобігання пожежі. Всього їх можна поділити на три групи:

1. Технічні.
2. Організаційні.
3. ЗІЗ

Засоби та заходи захисту від пожежі

№	Група номенклатурних заходів з ПБ	Вид захисту
1	Технічні	Порошкові вогнегасники ОПУ-10 Автоматичний ПС Тепловий ИТМ У загальному коридорі, поруч з кабінетом, знаходиться пожежний кран та рукав
2	Організаційні	- інструктаж з пожежної безпеки та періодичний контроль знань про правила пожежної безпеки; - план евакуації при пожежі - передбачено вільний доступ до мережних рубильників та вимикачів;
3	ЗІЗ	Захисний одяг, маски, протигази.

Для забезпечення пожежної безпеки у приміщенні присутній вогнегасник та сигналізація.

Висновки до розділу 5

У цьому розділі були розглянуті норми та заходи з охорони праці й техніки безпеки в приміщенні, за якими по аналізу санітарно-гігієнічних характеристик приміщення, оцінки небезпечних і шкідливих виробничих факторів, електробезпеки і пожежної безпеки приміщення можна зробити висновок, що умови праці в досліджуваному приміщенні можна вважати задовільними.

РОЗДІЛ 6

РОЗДІЛ ЕКОНОМІКИ

Використовуючи дані отримані з літературних джерел визначаємо гранично припустимі, середнє отримане та досягнуті значення вказаних параметрів (таблиця 6.1).

Таблиця 6.1

Основні параметри програми

Найменування параметра	Гранично припустиме значення	Значення параметра	
		Середнє отримане значення	Досягас значення
Час виконання однієї ітерації, мс	700	420	510
Швидкість виводу інформації, Кб/с	520	550	570
Обсяг пам'яті, який займає програма на жорсткому диску, Мб	5	4,4	4,8
Обсяг оперативної пам'яті, який необхідний для роботи програми, Гб	2	1,5	1,9

У загальному випадку трудомісткість програмного продукту розраховуємо по формулі:

$$T_0 = T_{pb} * K_n * K_{cl} * K_m * K_{ct} * K_{ct.n} * K_{test}$$

де T_{pb} – базова трудомісткість ПП;

K_n – коефіцієнт новизни програми;

K_{cl} – коефіцієнт складності вхідної й вихідної інформації;

K_m – коефіцієнт враховуюча мова програмування;

K_{cm} – коефіцієнт враховуюче використання стандартних модулів і пакетів прикладних програм;

$K_{cm.n}$ – коефіцієнт враховуюче використання стандартного ПО;

K_{test} – коефіцієнт враховуючий рівень тестування ПП.

Визначимо загальну трудомісткість програмного продукту

$$T_0 = 175,43 + 44,62 + 78,31 + 67,11 = 365,47$$

Отримані значення є досить великими. Для зменшення трудомісткості програмного продукту необхідно забезпечити більш швидке та потужне обладнання чи оптимізувати алгоритм роботи, щоб він потребував менше програмних затрат.

Висновки до розділу 6

Було проведено економічні розрахунки трудомісткості програмного продукту.

Створення система для реєстрації та аналізу пульсового ритму потребує чималих грошових вкладень. Окрім цього, систему необхідно підтримувати.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У ході роботи було розроблено систему для реєстрації та аналізу пульсового ритму.

1) Для реєстрації сигналу пульсового ритму було створено апаратний комплекс, що складається з: ПК, комплекту NI ELVIS II та датчику Pulse Sensor.

2) Для подальшого аналізу отриманого сигналу, був створений програмний додаток у графічному середовищі програмування NI LabVIEW. Так як, комплект NI ELVIS II, адаптований для роботи у даному середовищі.

Програмно-апаратний комплекс має змогу, реєструвати сигнал пульсового ритму для будь-якої людини та фільтрувати його для подальшої побудови інтервалограми. Програмний продукт має гнучке налаштування різноманітних параметрів та можливість запису у файл.

Також, було розроблено підпрограму для синхронізації дихання.

На основі цих графіків кваліфікована людина, може зробити висновки про стан здоров'я людини.

3) Завдяки надзвичайній простоті з якою NI LabVIEW дозволяє вносити зміни в функціональність системи, деякі з можливостей, що надає програмна частина системи можуть оптимізуватись і удосконалюватись у подальшому, а саме:

- Пошук більш досконалих можливостей фільтрування вхідного сигналу, тим самим зменшуючи вплив шумів та інших факторів при аналізі отриманих результатів.

- Пошук можливостей оптимізація робочого процесу.

- Розширення аналітичних можливостей програмної частини системи

Реалізована в даній роботі система при відносній простоті її побудови може виявитись досить корисною у відповідних дослідженнях завдяки своїм

					BC52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		74

багатим можливостям її адаптації до конкретних ситуацій і представлення результатів в зручній для аналізу формі.

Програмно-апаратний комплекс у даний час може спокійно використовуватись для досліджень, у роботі лікарів чи просто звичайною людиною для моніторингу показників пульсового ритму.

					БС52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		75

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Соломин А.В., Корниенко Г.А., Симиныко В.С. Реализация в среде *ni labview* системы регистрации и анализа пульсового ритма / А.В. Соломин, Г.А. Корниенко, В.С. Симиныко // Международный научный журнал «Modern engineering and innovative technologies». — 2019. — No. 7. — с. 66 – 69.
2. Стригина М.И., Чайванов Д.Б., Чудина Ю.А. Исследование погрешностей данных фотоплетизмограммы для анализа сердечного ритма / М.И. Стригина, Д.Б. Чайванов, Ю.А. Чудина // Биомедицина. — 2013. — No. 4. — с. 139 – 148.
3. Мизева И.А., Думлер А.А., Муравьев Н.Г. Особенности пульсовой волны при хронической артериальной недостаточности нижних конечностей / И.А. Мизева, А.А. Думлер, Н.Г. Муравьев // Российский журнал Биомеханики. — 2012. — No. 2. — с. 83 – 94.
4. Clifton R. Plethysmography: safety, effective, and clinical utility in diagnosis vascular disease / R. Clifton. — 1996. — 158 p.
5. Бердникова А.В., Семко М.В., Широкова Ю.А. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы / А.В. Бердникова, М.В. Семко, Ю. А. Широкова. — 2004. — 177 p.
6. Маслов А.В. Цифровой датчик фотоплетизмограммы / А.В. Маслов. — 2017. — 15 p.
7. Юран С.И. Методы и средства автоматизированного контроля оптической плотности биологических тканей при изменении их кровенаполнения в условиях действия артефактов / С.И. Юран. — 2008. — 48 p.
8. Arduino Pulse sensor getting started guide / Arduino. — 2015. — 10 p.
9. Мошкевич В.С. Фотоплетизмография (аппаратура и методы исследования) / В.С. Мошкевич. — 1970. — 208 p.

10. Sherebin M.H. Frequency analysis of the peripheral pulse wave detected in the finger with photoplethysmograph / M.H. Sherebin // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. — 1990. — Vol. 37, No. 3. — P. 313 – 317.
11. National Instruments Комплект виртуальных измерительных приборов для учебных лабораторий ni elvis / National Instruments. — 2006. — 101 p.
12. National Instruments NI educational laboratory virtual instrumentation suite ii series (ni elvistm ii series) user manual / National Instruments. — 2011. — 75 p.
13. Aymen A., Kirk H., Alian M. Photoplethysmography / A. Ayme, H. Kirk, M. Alian // Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology. — 2012. — Vol. 28 — P. 406.
14. Joseph H. Photoplethysmography: theoretical and experimental considerations in the diagnosis of venous disease / H. Joseph. — 1988. — 278 p.
15. Gloria M., Newton H., Derek A. Can photoplethysmography replace arterial blood pressure in the assessment of blood pressure? / M. Gloria, H. Newton, A. Derek // Clinical Medicine. — 2018. — Vol. 7.
16. Geert L. Photoplethysmography (ppg) system / L. Geert. — 2010. — 22 p.
17. Alnaeb M.E., Alobaid N., Hamilton G. Optical techniques in the assessment of peripheral arterial disease / M.E. Alnaeb, N. Alobaid, G. Hamilton // Current Vascular Pharmacology. — 2007. — Vol. 5, No. 1. — P. 53–59.
18. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement / J. Allen // Physiological Measurement. — 2007. — Vol. 28, No. 3.
19. Schuhfied O. Fourier analysis of impedance rheography for peripheral arterial occlusive disease / O. Schuhfied, G. Weisinger, J. Kollmitzer // European Journal of Applied Physiology. — 2003. — Vol. 89, No. 3. — P. 384–386.
20. Travis J. Lab view для всех / J. Travis, J. Kring. — 2011. — 904 p.

21. Бутырин П.А. Автоматизация физических исследований и эксперимента: компьютерные измерения и виртуальные приборы на основе lab view 7 / П.А. Бутырин, В.В. Васьковская, Т.А. Каратаева, С.В. Материкин. — 2005. — 266 p.
22. Лупов С.Ю. LabVIEW в примерах и задачах / С.Ю. Лупов, С.И. Муякшин, В.В. Шарков. — 2007. — 101 p.
23. Евдокимов Ю. К. LabVIEW для радиоинженера / Ю. К. Евдокимов, В. Р. Линдваль, Г.И. Щербаков. — 2007. — 201 p.
24. National Instruments LabVIEW demonstration guide / National Instruments. — 1996. — 122 p.
25. Беспалов Н.Н. Проектирование виртуальных измерительных приборов в labview / Н.Н. Беспалов, М.В. Ильин. — 2009. — 90 p.
26. Johnson G. LabVIEW graphical programming 4th edition / G. Johnson. — 2006. — 608 p.
27. National Instruments LabVIEW quickstart guide / National Instruments. — 1997. — 66 p.
28. Федосов И.В. Основы программирования в labview / И.В. Федосов. — 2010. — 53 p.
29. National Instruments LabVIEW user manual / National Instruments. — 2003. — 349 p.
30. Blume P. The labview style book 1st edition / P. Blume. — 2007. — 400 p.
31. Bitter R. LabView: advanced programming techniques, second edition / R. Bitter, M. Nawrocki. — 2006. — 520 p.
32. Суранов А.Я. LabVIEW 8.20 справочник по функциям / А.Я. Суранов. — 536 p.
33. Дэйта С. Добро пожаловать в labview! / С. Дэйта. — 2003. — 8 p.

34. Програмування в NI LabVIEW. Технологія розробки віртуальних приладів: навч. посіб. / О.Г. Кисельова, А.В. Соломін. — К.: НТУУ «КПІ», 2014. — 276 с.
35. Климентьев К.Е. Основы графического программирования в среде labview / К.Е. Климентьев. — 2002. — 71 p.
36. National Instruments LabVIEW getting started / National Instruments. — 2010. — 97 p.
37. Михеев П.М. Учебный курс labview основы / П.М. Михеев. — 2007. — 365 p.
38. Белиовская Л. Узнайте, как программировать на labview / Л. Белиовская. — 2017. — 140 p.
39. Sumathi S., Surekha P. LabVIEW based advanced instrumentation systems / S. Sumathi, P. Surekha. — 711 p.
40. Jerome J. Virtual instrumentation using labview / J. Jerome. — 2010. — 414 p.
41. Bress T. Effective labview programming / T. Bress. — 2013. — 720 p.
42. Пейч Л.И., Точилин Д.А., Поллак Б. Л. LabVIEW для новичков и специалистов / Л.И. Пейч, Д.А. Точилин, Б.Л. Поллак. — 2004. — 384 p.
43. Арлоу Д., Нейштадт А. UML 2 и унифицированный процесс. Практический и объектно-ориентированный анализ и проектирование/ Д. Арлоу, А. Нейштадт. — 2007. — 617 с.
44. Вендров А. М. CASE-технологии. Современные методы и средства проектирования информационных систем / А. М. Вендров. — 1998. — 98 p.
45. Розенберг Д., Скотт К. Применение объектно- ориентированного моделирования с использованием UML и анализ прецедентов / Д. Розенберг, К. Скотт. — 2002.

46. Якобсон А., Буч Г., Рамбо Дж. Унифицированный процесс разработки программного обеспечения / А. Якобсон, Г. Буч, Дж. Рамбо. — 2002. — 496 р.

47. Демчук Г.В. Методичні вказівки до виконання розділу охорона праці в дипломних проектах / Г.В. Демчук. — 2018. — 31 р.

48. Ткачук К.Н. Основи охорони праці: Підручник. 2-ге видання / К.Н. Ткачук, М.О. Халімовський, В.В. Зацарний. — 2006 — 448 с.

49. Быстров В.П. Охрана труда: Справ. пособие для руководителей предприятий, учреждений, организаций, лечебных и учебных заведений / В.П. Быстров. — 2005. — 500 с.

50. Зеркалов Д.В. Охорона праці в медичних закладах: Довідник / Д.В. Зеркалов, О.Я. Теленгатор, Б.А. Ушкевич, І.О. Дериземля. — 2008. — 728 с.

					БС52.19.1300.1404с.ПЗ	Лист
						80
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Додаток А





International periodic scientific journal

ONLINE

www.moderntechno.de

Indexed in
INDEX COPERNICUS
(ICV: 71.70)

MODERN ENGINEERING AND INNOVATIVE TECHNOLOGIES

Heutiges Ingenieurwesen und
innovative Technologien

Issue №7

Part 3

March 2019

Published by:
Sergeieva&Co
Karlsruhe, Germany



CONTENTS / СОДЕРЖАНИЕ

Industrial engineering. Management engineering

Информатика, вычислительная техника и управление

http://www.moderntechno.de/index.php/meit/article/view/meit07-03-005	4
IMPROVED METHOD OF ASSESSING THE TECHNICAL LEVEL OF PROJECTS OF COMPLEX TECHNICAL SYSTEMS AND SOFTWARE AND HARDWARE COMPLEXES	
УДОСКОНАЛЕНИЙ МЕТОД ОЦІНКИ ТЕХНІЧНОГО РІВНЯ ПРОЕКТІВ СКЛАДНИХ ТЕХНІЧНИХ СИСТЕМ ТА ПРОГРАМНО-АПАРАТНИХ КОМПЛЕКСІВ	
Semchak O.M./Семчак О.М., Levchenko A.O./Левченко А.О.	
http://www.moderntechno.de/index.php/meit/article/view/meit07-03-007	11
MODEL OF KNOWLEDGE BASE FOR FORECASTING DEVELOPMENT OF COMPLICATIONS IN HEART ATTACK OF MYOCARDIUM	
Burdaev V.P. / Бурдаев В.П.	
http://www.moderntechno.de/index.php/meit/article/view/meit07-03-010	21
CONSTRUCTION OF THE SUPPORT SYSTEM FOR DECISION MAKING MANAGEMENT OF SPECIFIC TECHNOLOGICAL RISKS IN THE WELL-DRILLING PROCESS	
ПОБУДОВА СИСТЕМИ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ ДЛЯ УПРАВЛІННЯ СПЕЦИФІЧНИМИ ТЕХНОЛОГІЧНИМИ РИЗИКАМИ У ПРОЦЕСІ ПОГЛИБЛЕННЯ СВЕРДЛОВИН	
Sementsov G.N., Семенцов Г.Н.	
http://www.moderntechno.de/index.php/meit/article/view/meit07-03-012	37
OPTIMIZATION OF THE PRODUCTION PROGRAM OF THE ENTERPRISE	
ОПТИМІЗАЦІЯ ВИРОБНИЧОЇ ПРОГРАМИ ПІДПРИЄМСТВА	
Chornobai K. U. / Чорнобай К.Ю., Seidykh O.L. / Седих О.Л.	
http://www.moderntechno.de/index.php/meit/article/view/meit07-03-019	42
INNOVATIVE APPROACH TO MANAGING OF ENERGY PRICING	
ИННОВАЦИОННЫЕ ПОДХОДЫ К УПРАВЛЕНИЮ ЦЕНООБРАЗОВАНИЕМ НА ЭНЕРГОРЕСУРСЫ	
Novosad V. / Новосад В.А.	
http://www.moderntechno.de/index.php/meit/article/view/meit07-03-021	48
DEVELOPING Q-ORCA SITE BACKEND USING VARIOUS PYTHON PROGRAMMING LANGUAGE LIBRARIES	
РАЗРАБОТКА БЭКЕНДА ВЕБ-САЙТА Q-ORCA С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ РАЗЛИЧНЫХ БИБЛИОТЕК ЯЗЫКА ПРОГРАММИРОВАНИЯ PYTHON	
Alyoshin S.P. / Алёшин С.П., Borodina E.A. / Бородин Е.А., Nafiiak A.M. / Гафияк А.М. Zhabran I.B. / Жабран И.Б., Kikot A.S. / Кикоть А.С.	
http://www.moderntechno.de/index.php/meit/article/view/meit07-03-028	54
SMART CITIES AND THEIR PERSPECTIVES IN THE 21ST CENTURY	
РОЗУМНІ МІСТА ТА ЇХ ПЕРСПЕКТИВИ У 21 СТОЛІТТІ	
V. Lishchyna / В. Ліщина, D. Stepaniuk / Д. Степанюк, A. Vozniuk / А. Вознюк, O. Plushyk / О. Плюшук	



- <http://www.moderntechno.de/index.php/meit/article/view/meit07-03-035> 61
**SEMI-AUTOMATIC SYSTEM FOR VERIFICATION OF STATISTICAL
 HYPOTHESES ABOUT MEAN AND DISPERSIONS**
*ПОЛУАВТОМАТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ПРОВЕРКИ СТАТИСТИЧЕСКИХ ГИПОТЕЗ О
 СРЕДНИХ И ДИСПЕРСИЯХ*
*Solomin A.V. / Соломин А.В., Kornienko G.A. / Корниенко Г.А.
 Getun G.V. / Гетун Г.В., Ostapenko G.F. / Остапенко Г.Ф.*
- <http://www.moderntechno.de/index.php/meit/article/view/meit07-03-036> 66
**REALIZATION IN THE NI LabVIEW WORKBENCH SYSTEM OF
 REGISTRATION AND ANALYSIS OF PULSE RHYTHM**
*РЕАЛІЗАЦІЯ В СРЕДІ NI LabVIEW СИСТЕМИ РЕГІСТРАЦІЇ І АНАЛІЗА
 ПУЛЬСОВОГО РИТМА*
Solomin A.V. / Соломин А.В., Kornienko G.A. / Корниенко Г.А., Siminko V.S. / Симинько В.С.
- <http://www.moderntechno.de/index.php/meit/article/view/meit07-03-037> 70
**REALIZATION IN NI LabVIEW-TECHNOLOGY SYSTEMS FOR RECORDING
 AND PROCESSING PHONOCARDIOGRAMS**
*РЕАЛІЗАЦІЯ В NI LabVIEW-ТЕХНОЛОГІЇ СИСТЕМИ РЕГІСТРАЦІЇ І ОБРОБІТКИ
 ФОНОКАРДІОГРАМ*
*Solomin A.V. / Соломин А.В., Kornienko G.A. / Корниенко Г.А.,
 Fliarkovskiy V.S. / Флярковский В.С.*
- <http://www.moderntechno.de/index.php/meit/article/view/meit07-03-050> 74
**AREAS OF APPLICATION PROGRAMMING LANGUAGES PYTHON AND
 RUBY**
*ОБЛАСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ЯЗЫКОВ ПРОГРАММИРОВАНИЯ ПРИЛОЖЕНИЙ
 PYTHON И RUBY*
*Borodina E.A. / Бородин Е.А., Alyoshin S.P. / Алёшин С.П., Hafitak A.M. / Гафитак А.М.
 Smyslov S. A. / Смыслов С. А., Sapsay E. V. / Саспай Е. В.*
- <http://www.moderntechno.de/index.php/meit/article/view/meit07-03-060> 78
**METHODICAL APPROACHES IN RELATION TO EVALUATION OF
 EFFICIENCY OF PUBLIC MANAGEMENT AT GRANT OF SERVICES OF
 PUBLIC IN UKRAINE**
*МЕТОДИЧНІ ПІДХОДИ ЩОДО ОЦІНЮВАННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ПУБЛІЧНОГО
 УПРАВЛІННЯ ПРИ НАДАННЯ ПОСЛУГ ГРОМАДСЬКОСТІ В УКРАЇНІ*
Orlov N. / Орлов М. М.
- <http://www.moderntechno.de/index.php/meit/article/view/meit07-03-067> 84
**INFORMATION SOFTWARE PROVIDING EFFECTIVE ACTIVITY OF
 MACHINE-BUILDING ENTERPRISES OF UKRAINE IN RESOURCES
 RESTRICTIONS**
*ІНФОРМАЦІЙНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ДІЯЛЬНОСТІ МАШИНОБУДІВНИХ
 ПІДПРИЄМСТВ УКРАЇНИ В УМОВАХ РЕСУРСНИХ ОБМЕЖЕНЬ*
*Chuprina M.O. / Чуприна М.О., Tolbatov A.V. / Толбатов А.В., Viunenko O.B. / В'юнєнко О.Б.
 Tolbatov V.A. / Толбатов В.А.*



УДК 004.2

**REALIZATION IN THE NI LabVIEW WORKBENCH SYSTEM OF
REGISTRATION AND ANALYSIS OF PULSE RHYTHM
РЕАЛІЗАЦІЯ В СРЕДІ NI LabVIEW СИСТЕМИ РЕГІСТРАЦІЇ
І АНАЛІЗА ПУЛЬСОВОГО РИТМА**

Solomin A.V. / Соломин А.В.

PhD, as.prof. / к.ф.-м.н., доц.

ORCID: 0000-0002-5226-8813

Kornienko G.A. / Корниенко Г.А.

Siminko V.S. / Симинько В.С.

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv,
Prosp.Peremohy, 37, 03056

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського», Київ, пр-т Перемоги, 37, 03056

Аннотация. В работе рассматривается пример реализации средств регистрации и анализа параметров пульсового ритма на базе аппаратной и программной платформы NI ELVIS и NI LabVIEW. Продемонстрированы ее преимущества и перспективы применения, гибкость адаптации в конкретных ситуациях, универсальность и возможность получения диагностической информации в удобном виде.

Ключевые слова: пульсовый ритм, скаттерограмма, NI LabVIEW

Вступление.

Среди неинвазивных методов диагностики анализ пульсового ритма занимает немаловажное значение и предоставляет значительный объем полезной информации как самостоятельно, так и при сравнении с сердечными ритмами, полученными на базе электрокардиограммы. Особое значение в таких исследованиях занимает анализ вариабельности таких ритмов. Датчики пальцевой фотоплетизмограммы для регистрации пульсовой волны сейчас довольно совершенны и достаточно распространены, но в таких исследованиях важна также оптимальная реализация соответствующего гибко адаптируемого программного обеспечения. Здесь целесообразно обратить внимание на возможности среды разработки NI LabVIEW, в которой предусмотрены все необходимые для этого и легко применяемые программные компоненты.

Актуальность работы связана с перспективностью применения программных средств среды NI LabVIEW при построении гибкой программно-аппаратной системы для регистрации и анализа параметров пульсовой волны.

Основной текст. Целью работы является построение легко адаптируемой системы для выявления диагностических признаков на основе анализа параметров пульсового ритма.

В качестве фотоплетизмографического датчика в системе используется датчик Pulse Sensor, принцип действия которого основан на регистрации пульсаций отраженного светового потока от кровеносных сосудов. Измерения обычно проводятся на пальце или мочке уха.

Для ввода в компьютер полезного сигнала от датчика используется комплект ELVIS производства компании National Instrument, оснащенный необходимыми



источниками питания, аналогово-цифровым преобразователем, портами, буферной памятью и соответствующим драйвером. Что же касается программной части системы, то здесь использована среда разработки NI LabVIEW того же производителя, которая в настоящее время является неформальным стандартом в отрасли медико-биологического приборостроения и легко встраивается в большинство современных программно-аппаратных комплексов [1].

Программная часть разрабатываемой системы состоит из подсистемы записи в файл информации от датчика Pulse Sensor, преобразованной в цифровой вид средствами NI ELVIS, и подсистемы ее анализа. Последняя сначала осуществляет фильтрацию сигнала посредством цепочки настраиваемых фильтров, а затем обработку полученной информации.

Пример обработки в данном случае включает следующий алгоритм (рис.1). Сначала из сигнала вычитается постоянная составляющая, затем он поступает на цепочку фильтров, которые могут гибко настраиваться для эффективного подавления шумов и помех. После этого из сигнала выделяется область интереса, в пределах которой производится дальнейшая обработка. Специальная подпрограмма Peak Detector отыскивает все пики сигнала, превышающие задаваемый порог, определяет их временные координаты и записывает их в выходной массив. Далее посредством цикла со сдвиговыми регистрами массив временных отсчетов преобразовывается в массив последовательных временных интервалов. Следующая процедура на его базе осуществляет построение нового массива путем сдвига элементов на один интервал. А затем оба этих массива выступают в качестве координат абсцисс и ординат точек на графике скаттерограммы. Дополнительно подпрограммой Std Deviation and Variance вычисляется среднее значение интервалов пульсового ритма и дисперсия в соответствующей выборке.

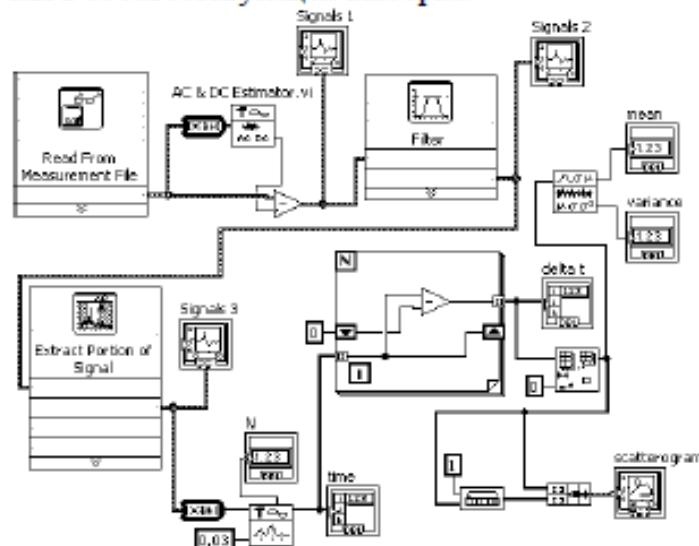


Рис. 1. Блок-диаграмма системы анализа пульсового ритма

На рис.2 представлен вид входного сигнала

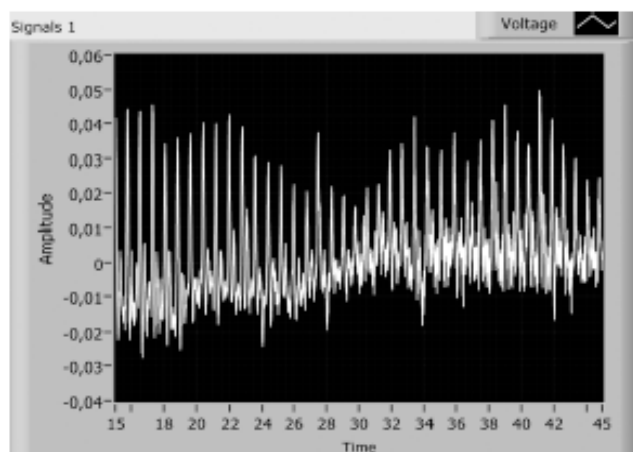


Рис. 2. Входной сигнал пульсового ритма

Далее на рис.3 изображена исследуемая выборка сигнала после предварительной обработки

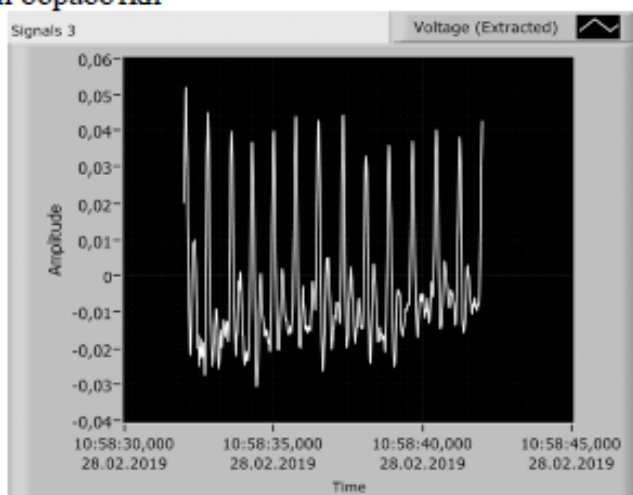


Рис. 3. Исследуемая выборка сигнала пульсового ритма

На следующем рисунке (рис.4) представлена скаттерограмма сигнала пульсового ритма

Скаттерограмма представляет собой графическую картину зависимости между очередными интервалами кардиограммы (а в нашем случае пульсограммы), изображенную в прямоугольной системе координат, где по оси абсцисс и оси ординат откладываются значения продолжительности рядом стоящих интервалов. В норме график представляет собой скопление точек в виде овала довольно правильной формы, располагающегося вдоль биссектрисы осей. Точки, выходящие за очертания овала, указывают на некие отклонения в вариабельности частоты сердечных сокращений.

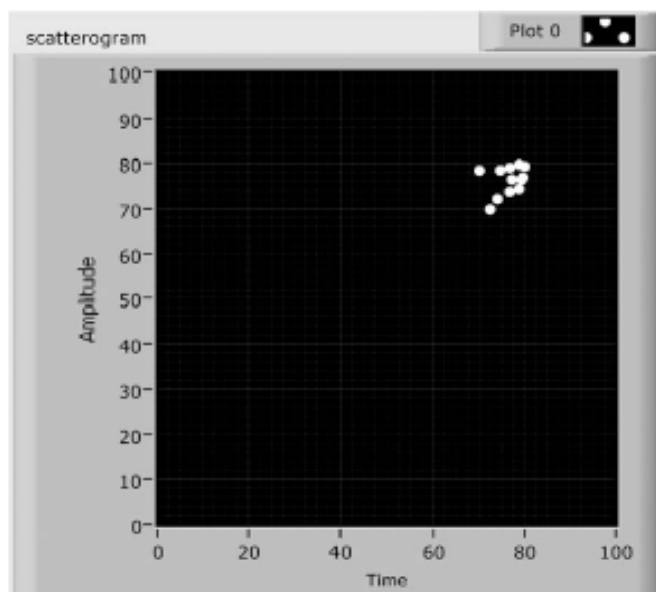


Рис. 4. Скаттерограмма сигнала пульсового ритма

Заключение и выводы.

Преимуществом применения программной среды NI LabVIEW является чрезвычайная простота внесения изменений в функциональность системы, гибкость ее адаптации. Процессы существенных изменений ее функциональных возможностей по сложности приближаются к обычным процедурам настройки. Этому способствует также наличие богатых библиотек стандартных функций.

Реализованная в данной работе система при относительной простоте ее построения может оказаться весьма полезной в соответствующих исследованиях благодаря богатым возможностям ее адаптации к конкретным ситуациям и представления результатов в удобной форме.

Литература:

1. Програмування в NI LabVIEW. Технологія розробки віртуальних приладів : навч. посіб. / О.Г. Кисельова, А.В. Соломін. – К. : НТУУ «КПІ», 2014. – 276 с.

References:

1. Kiseleva O.G., Solomin A.V. Programuvannja v NI LabVIEW. Technologija rozrobki virtualnyh pryladiv [Programming in NI LabVIEW. Technology of virtual devices development] – K. : NTUU «KPI», 2014. – 276 с.

Abstract. The paper discusses an example of the implementation of the means of recording and analyzing the parameters of the pulse rhythm based on the hardware and software platform NI ELVIS and NI LabVIEW. Its advantages and prospects of application, flexibility of adaptation in specific situations, versatility and the ability to obtain diagnostic information in a convenient form are demonstrated.

Key words: pulse rhythm, scatterogram, NI LabVIEW.

Статья отправлена: 16.03.2019 г.

© Соломин А.В.



№297-035

1-st degree

DIPLOMA

Participant of the international scientific-practical conference

MARCH 21-22, GERMANY

Author (s)

Solomin Andriy Vjacheslavovich
Korrienko Galina Albertivna
Siminko Vladislav Sergijovich

Report

**"REALIZATION IN THE NI LABVIEW
WORKBENCH SYSTEM OF REGISTRATION
AND ANALYSIS OF PULSE RHYTHM"**

WITH THE SCIENTIFIC SUPPORT:

D.A. Tsenov academy of economics – Svishtov, Bulgaria
Institute of Sea Economy and Entrepreneurship
Moscow State University of Railway Engineering (MIIT)
Ukrainian National Academy of Railway Transport
State Research and Development Institute of the Merchant
Marine of Ukraine (UkrNIIMF)
Lugansk State Medical University
Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education
Alecru Russo State University of Bălți
Institute of Water Problems and Land Reclamation
of the National Academy of Agrarian Sciences
Odessa Research Institute of Communications



www.world.education



SCIENCE
JOURNAL

CURRENT

STAGE OF DEVELOPMENT OF
SCIENTIFIC AND TECHNOLOGICAL
PROGRESS '2019



Coordinators
Ph.D. Sergey Kuprienko
Alexandra Golubeva

S. Kuprienko

**Chairman of the Conference
Organizing Committee**
Doctor of technical sciences,
prof. Alexandr Shibaev





International scientific conference

International scientific publication

C *The current stage of development of scientific
and technological progress' 2019*
onference proceedings

MARCH 21-22 '2019

Published by:
Sergeieva&Co
Karlsruhe, Germany

International scientific conference

***THE CURRENT STAGE OF
DEVELOPMENT OF
SCIENTIFIC AND
TECHNOLOGICAL PROGRESS' 2019***
Conference proceedings

March 2019

Development of the original layout - Sergeieva&Co

Signed: 29.04.2019

*Sergeieva&Co
Lußstr. 13
76227 Karlsruhe*



*The publisher is not responsible for the reliability of the
information and scientific results presented in the articles*

With the support of research project SWorld
www.sworld.education



CONTENTS / СОДЕРЖАНИЕ**Industrial safety. Industrial accident prevention****Безопасность деятельности человека**

GE7-001	3
PURIFICATION OF INTERNAL AIR OF BUILDINGS FROM ORGANIC PRODUCTS OF HUMAN METABOLISM ОЧИСТКА ВНУТРЕННЕГО ВОЗДУХА ПОМЕЩЕНИЙ ОТ ПРОДУКТОВ МЕТАБОЛИЗМА ЧЕЛОВЕКА Leybovych L.I. / Лейбович Л.И.	
GE7-025	3
SOCIAL DANGER: CRUELTY IN BEHAVIOR OF CHILDREN СОЦІАЛЬНА НЕБЕЗПЕКА: ЖОРСТОКІСТЬ В ПОВЕДІНЦІ ДІТЕЙ Kudriavytzka A.N./Кудрявицька А.М., Yanik K. O./Яник К.О.	
GE7-029	4
PROBLEMS OF FLIGHT SAFETY OF AIRCRAFT WHEN CHANGING THE PHYSICAL AND TECHNICAL PROPERTIES OF THE ATMOSPHERE AND WAYS TO SOLVE THEM ПРОБЛЕМИ БЕЗОПАСНОСТІ ПОЛЕТІВ ВОЗДУШНИХ СУДОВ ПРИ ИЗМЕНЕНИИ ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ АТМОСФЕРЫ И ПУТИ ИХ РЕШЕНИЯ Lesnyh Yu.I. / Лесных Ю.И.	
GE7-056	6
AN OVERVIEW OF THE TECHNOLOGY OF ISOMERIZATION OF LIGHT GASOLINE FRACTIONS PROCESS AND ITS PROSPECTS FOR THE KAZAKHSTAN OIL PROCESSING ОБЗОР ТЕХНОЛОГИЙ ИЗОМЕРИЗАЦИИ ЛЁГКИХ БЕНЗИНОВЫХ ФРАКЦИЙ И ПЕРСПЕКТИВЫ ПРОЦЕССА ДЛЯ КАЗАХСТАНСКОЙ НЕФТЕПЕРЕРАБОТКИ Nesmeyanova R.M. / Несмеянова Р.М., Kovtareva S.Y. / Ковтарева С.Ю. Kaliyev T.A. / Калиев Т.А.	
GE7-071	9
THE SYSTEM APPROACH TO SOLVING PROBLEMS ENVIRONMENTAL SECURITY OF UKRAINE СИСТЕМНИЙ ПІДХІД У ВИРІШЕННІ ЕКОЛОГІЧНОЇ БЕЗПЕКИ УКРАЇНИ Garmash S.N. / Гармаш С.М.	

Mechanical drawing. Engineering graphics**Инженерная геометрия и компьютерная графика**

GE7-008	10
PRINCIPLES FOR THE DEVELOPMENT OF CHECKS IN THE FIELD OF GAME DESIGN ПРИНЦИПИ РОЗРОБКИ ПЕРСОНАЖІВ В РАМКАХ ГЕЙМ-ДИЗАЙНУ Петровська Ю.Р. / Petrovska Yu.R., Кузьмич В.І./ Kuzmich V.I. Білінкевич О.М. / Billinkevych O.M.	
GE7-017	12
IMPROVING THE INSTRUCTION OF THE INTERNAL CORONARY STENE ВДОСКОНАЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ ВНУТРІШНЬОКОРОНАРНОГО СТЕНТУ Vorobyov A.A. / Воробйов О.М., Golova O.A. / Голова О.О. Lazarchuk-Vorobyova J.V./ Лазарчук-Воробйова Ю.В., Vodyanuk B.R./Водяник Б.Р.	

GE7-007	61
MODEL OF KNOWLEDGE BASE FOR FORECASTING DEVELOPMENT OF COMPLICATIONS IN HEART ATTACK OF MYOCARDIUM <i>Burdaev V.P. / Бурдаев В.П.</i>	
GE7-010	62
CONSTRUCTION OF THE SUPPORT SYSTEM FOR DECISION MAKING MANAGEMENT OF SPECIFIC TECHNOLOGICAL RISKS IN THE WELL-DRILLING PROCESS <i>ПОБУДОВА СИСТЕМИ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ ДЛЯ УПРАВЛІННЯ СПЕЦИФІЧНИМИ ТЕХНОЛОГІЧНИМИ РИЗИКАМИ У ПРОЦЕСІ ПОГЛИБЛЕННЯ СВЕРДЛОВИН</i> <i>Sementsov G.N., Семенцов Г.Н.</i>	
GE7-012	65
OPTIMIZATION OF THE PRODUCTION PROGRAM OF THE ENTERPRISE <i>ОПТИМІЗАЦІЯ ВИРОБНИЧОЇ ПРОГРАМИ ПІДПРИЄМСТВА</i> <i>Chornobai K. U. / Чорнобай К.Ю., Seidykh O.L. / Седых О.Л.</i>	
GE7-019	66
INNOVATIVE APPROACH TO MANAGING OF ENERGY PRICING <i>ИННОВАЦИОННЫЕ ПОДХОДЫ К УПРАВЛЕНИЮ ЦЕНООБРАЗОВАНИЕМ НА ЭНЕРГОРЕСУРСЫ</i> <i>Novosad V. / Новосад В.А.</i>	
GE7-021	67
DEVELOPING Q-ORCA SITE BACKEND USING VARIOUS PYTHON PROGRAMMING LANGUAGE LIBRARIES <i>РАЗРАБОТКА БЭКЕНДА ВЕБ-САЙТА Q-ORCA С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ РАЗЛИЧНЫХ БИБЛИОТЕК ЯЗЫКА ПРОГРАММИРОВАНИЯ PYTHON</i> <i>Alyoshin S.P. / Алёшин С.П., Borodina E.A. / Бородин Е.А., Hafliak A.M. / Гафляк А.М. Zhabran I.B. / Жабран И.Б., Kikot A.S. / Кикоть А.С.</i>	
GE7-028	69
SMART CITIES AND THEIR PERSPECTIVES IN THE 21ST CENTURY <i>РОЗУМНІ МІСТА ТА ЇХ ПЕРСПЕКТИВИ У 21 СТОЛІТТІ</i> <i>V. Lishchyna / В. Лищина, D. Stepaniuk / Д. Степанюк, A. Vozniuk / А. Вознюк O. Plushyk / О. Плюшук</i>	
GE7-035	70
SEMI-AUTOMATIC SYSTEM FOR VERIFICATION OF STATISTICAL HYPOTHESES ABOUT MEAN AND DISPERSIONS <i>ПОЛУАВТОМАТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ПРОВЕРКИ СТАТИСТИЧЕСКИХ ГИПОТЕЗ О СРЕДНИХ И ДИСПЕРСИЯХ</i> <i>Solomin A.V. / Соломин А.В., Kornienko G.A. / Корниенко Г.А. Getun G.V. / Гетун Г.В., Ostapenko G.F. / Остапенко Г.Ф.</i>	
GE7-036	71
REALIZATION IN THE NI LabVIEW WORKBENCH SYSTEM OF REGISTRATION AND ANALYSIS OF PULSE RHYTHM <i>РЕАЛИЗАЦИЯ В СРЕДЕ NI LabVIEW СИСТЕМЫ РЕГИСТРАЦИИ И АНАЛИЗА ПУЛЬСОВОГО РИТМА</i> <i>Solomin A.V. / Соломин А.В., Kornienko G.A. / Корниенко Г.А., Siminko V.S. / Симиных В.С.</i>	

Аннотация. В работе предложен полупавтоматический программный инструмент для усовершенствования технологии проведения статистических исследований и уменьшения вероятности ошибок, связанных с некорректным использованием статистических методов из-за несоответствия требуемых для этого предпосылок.

Ключевые слова: статистика, статистическая гипотеза, доказательная медицина, NI LabVIEW

Литература:

1. Лапач С.Н. Статистические методы в медико-биологических исследованиях с использованием Excel / С.Н. Лапач, А.В. Чубенко, П.Н. Бабич. – К. : МОРИОН, 2001. – 408 с.

2. Програмування в NI LabVIEW. Технологія розробки віртуальних приладів : навч. посіб. / О.Г. Кисельова, А.В. Соломін. – К. : НТУУ «КПІ», 2014. – 276 с.

References:

1. Lapach S.N. Statisticheskije metody v mediko-biologicheskikh issledovanijah s ispolzovaniem Excel [Statistical methods in biomedical research using Excel] . – K. : МОРИОН, 2001. – 408 с.

2. Kiseleva O.G., Solomin A.V. Programuvannja v NI LabVIEW. Technologija rozrobki virtualnyh pryladiv [Programming in NI LabVIEW. Technology of virtual devices development] – K. : НТУУ «КПІ», 2014. – 276 с.

Abstract. The semi-automatic programmatic instrument is offered for the improvement of statistical researches and diminishing of error's probability, related to the improper use of statistical methods by disparity of the pre-conditions required for this purpose.

Key words: statistics, statistical hypothesis, evidential medicine, NI LabVIEW.

Статья отправлена: 16.03.2019 г.

© Соломин А.В.

GE7-036

УДК 004.2

REALIZATION IN THE NI LabVIEW WORKBENCH SYSTEM OF REGISTRATION AND ANALYSIS OF PULSE RHYTHM РЕАЛІЗАЦІЯ В СРЕДІ NI LabVIEW СИСТЕМИ РЕГІСТРАЦІЇ І АНАЛІЗА ПУЛЬСОВОГО РИТМА

Solomin A.V. / Соломін А.В.

PhD, as.prof. / к.ф.-м.н., доц.

ORCID: 0000-0002-5226-8813

Kornienko G.A. / Корнієнко Г.А.

Siminko V.S. / Симінько В.С.

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv,
Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського», Київ, пр-т Перемоги, 37, 03056

Аннотация. В работе рассматривается пример реализации средств регистрации и анализа параметров пульсового ритма на базе аппаратной и программной платформы NI ELVIS и NI LabVIEW. Продемонстрированы ее преимущества и перспективы применения, гибкость адаптации в конкретных ситуациях, универсальность и возможность получения диагностической информации в удобном виде.

Ключевые слова: пульсовый ритм, скаттерограмма, NI LabVIEW

Литература:

1. Програмування в NI LabVIEW. Технологія розробки віртуальних приладів : навч. посіб. / О.Г. Кисельова, А.В. Соломін. – К. : НТУУ «КПІ», 2014. – 276 с.

References:

1. Kiseleva O.G., Solomin A.V. Programuvannja v NI LabVIEW. Technologija rozrobki

virtualnyh pryladiv [Programming in NI LabVIEW. Technology of virtual devices development] – K.: HTUV «KPI», 2014. – 276 c.

Abstract. The paper discusses an example of the implementation of the means of recording and analyzing the parameters of the pulse rhythm based on the hardware and software platform NI ELVIS and NI LabVIEW. Its advantages and prospects of application, flexibility of adaptation in specific situations, versatility and the ability to obtain diagnostic information in a convenient form are demonstrated.

Key words: pulse rhythm, scatterogram, NI LabVIEW.

Статья отправлена: 16.03.2019 г.

© Соломин А.В.

GE7-037

УДК 004.2

REALIZATION IN NI LabVIEW-TECHNOLOGY SYSTEMS FOR RECORDING AND PROCESSING PHONOCARDIOGRAMS РЕАЛИЗАЦИЯ В NI LabVIEW-ТЕХНОЛОГИИ СИСТЕМЫ РЕГИСТРАЦИИ И ОБРАБОТКИ ФОНОКАРДИОГРАММ

Solomin A.V. / Соломин А.В.

PhD, as.prof. / к.ф.-м.н., доц.

ORCID: 0000-0002-5226-8813

Kornienko G.A. / Корниенко Г.А.

Fliarkovskyi V.S. / Флярковский В.С.

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv,

Prosp. Peremohy, 37, 03056

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, пр-т Победы, 37, 03056

Аннотация. В работе рассматриваются функциональные возможности компьютеризированной фонокардиографической системы, реализованной на базе аппаратных и программных средств NI ELVIS и NI LabVIEW. Продемонстрированы ее преимущества по сравнению с аускультацией, перспективы применения на примере корреляционного анализа фонокардиографического сигнала.

Ключевые слова: фонокардиография, автокорреляционная функция, NI LabVIEW

Литература:

1. Программування в NI LabVIEW. Технологія розробки віртуальних приладів: навч. посіб. / О.Г. Кисельова, А.В. Соломін. – К.: НТУУ «КПІ», 2014. – 276 с.

References:

1. Kiseleva O.G., Solomin A.V. Programuvannya v NI LabVIEW. Tekhnologija rozrobki virtualnyh pryladiv [Programming in NI LabVIEW. Technology of virtual devices development] – K.: HTUV «KPI», 2014. – 276 c.

Abstract. The paper discusses the functionality of a computerized phonocardiographic system implemented on the basis of the hardware and software of NI ELVIS and NI LabVIEW. Demonstrated its advantages compared with auscultation, the prospects of using for example of the correlation analysis of the phonocardiographic signal.

Key words: phonocardiography, autocorrelation function, NI LabVIEW.

Статья отправлена: 16.03.2019 г.

© Соломин А.В.